

**Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Extrakce příznaků z EKG signálu – laboratorní úloha**  
**ECG features extraction – laboratory task**

**2019**

**Magdaléna Najbrtová**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Magdaléna Najbrtová**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Extrakce příznaků z EKG signálu – laboratorní úloha**  
**ECG Features Extraction – Laboratory Task**  
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování základních principů snímání EKG signálu.
2. Nastudování struktury a jednotlivých elementů EKG signálu.
3. Tvorba testovací datové báze EKG signálů.
4. Tvorba generátorů pro simulaci šumu v EKG signálu.
5. Design a realizace filtračních procedur pro eliminaci šumu z EKG signálu.
6. Design a realizace algoritmů pro extrakci příznaků EKG signálu.
7. Testování a kvantitativní hodnocení navržených algoritmů na reálných EKG signálech.
8. Návrh laboratorní úlohy pro zpracování EKG signálu.
9. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] GACEK, Adam a Witold PEDRYCZ, ed. *ECG signal processing, classification and interpretation: a comprehensive framework of computational intelligence*. London: Springer, c2012. ISBN 978-085729-867-6..
- [2] SÖRNMO, Leif a Pablo LAGUNA. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Boston: Elsevier Academic Press, c2005. ISBN 0-12-437552-9.
- [3] BRUCE, Eugene N. *Biomedical signal processing and signal modeling*. New York: Wiley, c2001. ISBN 0-471-34540-7.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Jan Kubiček, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



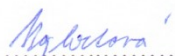
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*

prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
*děkan fakulty*

## Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou/diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 29. dubna 2019

  
.....  
podpis studenta

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala Ing. Janu Kubíčkovi, Ph.D. za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této bakalářské práce.

## **Abstrakt**

Tato práce se zabývá analýzou EKG signálu a metodami jeho zpracování. Celá práce je pojata jako laboratorní úloha. Popisuje snímání EKG signálu a podrobný popis jednotlivých komplexů. Dále srovnává různé přístupy jak k filtraci, tak detekci QRS komplexů. Samotná praktická část se skládá z vytvoření generátoru šumu, z navržení filtračních metod a metod detekce QRS komplexu. Mezi použité metody filtrace patří klouzavý průměrový filtr, Savitsky-Golayho filtr a mediánový filtr. Všechny filtrační metody fungují na principu klouzavého okna. Účinnost filtrů se vyhodnocuje jak z hlediska velikosti okna, tak z hlediska šumové úrovně. Další část práce se zabývá detekcí QRS komplexu. Pro detekci QRS komplexu byla použita metoda prahování amplitudy signálu, která je založená na hledání globálních a lokálních maxim píků. Poslední část bakalářské práce se zabývá výsledky filtrace a detekce QRS komplexu.

## **Klíčová slova**

Elektrokardiograf (EKG), EKG signál, Filtrační metody, Metody detekce QRS komplexu, Klouzavé okno, Prahování amplitudy signálu, Mediánový filtr, Klouzavý průměrový filtr, Savitsky-Golayho filtr

## **Abstract**

This work deals with ECG signal analysis and methods of its processing. The whole work is conceived as a laboratory task. Describes ECG signal acquisition and detailed description of individual complexes. It also compares different approaches to both filtration and QRS detection. The practical part consists of the creation of a noise generator, the design of filtration methods and methods of QRS complex detection. The filtration methods used include a moving average filter, Savitsky-Golay filter and a median filter. All filtration methods work on a moving window principle. The efficiency of the filters is evaluated in terms of both window size and noise level. The next part deals with the detection of QRS complex. The signal amplitude thresholding method, which is based on global and local peak maximum, was used to detect the QRS complex. The last part of the thesis deals with the results of filtration and detection of QRS complex.

## **Key words**

Electrocardiogram (ECG), ECG signal, Filtration methods, Methods of QRS complex detection, Moving window, Amplitude thresholding method, Moving average filter, Savitsky-Golay filter

# Obsah

Úvod.....	- 14 -
1 Elektrocardiografie.....	- 15 -
1.1 Vodivost v srdci .....	- 15 -
1.2 EKG svody .....	- 15 -
1.2.1 Bipolární končetinové svody podle Einthovena.....	- 16 -
1.2.2 Unipolární končetinové svody podle Goldbergera.....	- 16 -
1.2.3 Unipolární hrudní svody podle Wilsona.....	- 17 -
1.3 Popis EKG křivky .....	- 18 -
1.3.1 Frekvence srdce.....	- 19 -
1.3.2 Postup při zpracování EKG.....	- 19 -
2 Rešerše metod filtrace a detekce QRS komplexu .....	- 21 -
2.1 Filtrace signálu .....	- 21 -
2.1.1 Srovnávací studie filtrů FIR a IIR pro odstranění šumu ze signálu EKG- 24	-
2.1.2 Komparativní studie odstranění šumu z EKG signálu.....	- 25 -
2.1.3 Aplikace digitálního eliptického filtru pro snížení šumu v signálu EKG- 27	-
2.2 Detekce QRS komplexu .....	- 28 -
2.2.1 Detekce na základě počítání průchodů nulou .....	- 28 -
2.2.2 Detekce vln QRS pomocí transformace Wavelet .....	- 30 -
3 Analýza algoritmů pro filtraci a detekci EKG signálů .....	- 32 -
3.1 Datová báze .....	- 32 -
3.2 Předzpracování dat .....	- 34 -
3.2.1 Korekce izolinie .....	- 34 -
3.2.2 Tvorba generátoru šumu.....	- 35 -
3.3 Filtrace EKG signálu .....	- 37 -
3.3.1 Mediánový filtr.....	- 39 -
3.3.2 Klouzavý průměrový filtr.....	- 39 -
3.3.3 Savitzky-Golayho filtr.....	- 39 -
3.4 Evaluační parametry pro hodnoty EKG signálu.....	- 40 -



3.4.1	MSE (střední kvadratická chyba) .....	- 41 -
3.4.2	ED (Euklidova vzdálenost).....	- 41 -
3.4.3	MAE (průměrná absolutní chyba).....	- 41 -
3.5	Detekce QRS komplexu .....	- 41 -
4	Testování .....	- 46 -
4.1	Filtrace.....	- 46 -
4.2	Testování QRS komplexu .....	- 61 -
5	Laboratorní úloha .....	- 63 -
5.1	Pracovní postup .....	- 63 -
5.1.1	Postup k bodu č.1 .....	- 63 -
5.1.2	Postup k bodu č.2 .....	- 63 -
5.1.3	Postup k bodu č.3 .....	- 63 -
5.1.4	Postup k bodu č.4 .....	- 63 -
5.1.5	Postup k bodu č.5 .....	- 63 -
5.1.6	Postup k bodu č.6 .....	- 64 -
5.1.7	Postup k bodu č.7 .....	- 64 -
5.1.8	Postup k bodu č.8 .....	- 64 -
5.2	Výsledky.....	- 64 -
5.2.1	Proved'te vizualizaci signálu: .....	- 64 -
5.2.2	Detekce QRS komplexu .....	- 64 -
	Podklady s výsledky pro vyučujícího.....	- 66 -
5.2.3	Proved'te vizualizaci signálu: .....	- 66 -
5.2.1	Detekce QRS komplexu .....	- 66 -
6	Závěr .....	- 68 -
	Použitá literatura .....	- 69 -
	Seznam příloh.....	- 70 -

## Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotky	Význam symbolu
<b>U</b>	V	Napětí
<b>T</b>	s	Čas
<b>SNR</b>	dB	Poměr signálu k šumu
<b>F</b>	Hz	Frekvence

**Seznam použitých zkratek**

<b>Zkratka</b>	<b>Význam</b>
<b>EKG</b>	Elektrokardiogram
<b>AV</b>	Atrioventrikulární uzel
<b>SA</b>	Sinoatriální uzel
<b>LA</b>	Levá paže
<b>RA</b>	Pravá paže
<b>LL</b>	Levá noha
<b>aVR</b>	Unipolární končetinové svody pravé ruky
<b>aVL</b>	Unipolární končetinové svody levé ruky
<b>aVF</b>	Unipolární končetinové svody levé nohy
<b>T</b>	Vlna T
<b>Q</b>	Vlna Q
<b>R</b>	Vlna R
<b>S</b>	Vlna S
<b>U</b>	Vlna U
<b>QRS</b>	Komplex EKG signálu
<b>PQ</b>	Interval od vlny P po komplex QRS
<b>ST</b>	Časový usek mezi depolarizací a repolarizací komor
<b>PR</b>	Doba trvání PSS
<b>SG filtr</b>	Savitsky – Golayho filtr
<b>MSE</b>	Střední kvadratická chyba
<b>MAE</b>	Průměrná absolutní chyba
<b>ED</b>	Euklidova vzdálenost

---

## Seznam použitých obrázků

Obrázek 1.1: Zapojení elektrod podle Einthovena. [1] .....	16 -
Obrázek 1.2: Zapojení elektrod podle Goldbergera. [2] .....	17 -
Obrázek 1.3: Zapojení elektrod podle Wilsona. [2] .....	17 -
Obrázek 1.4: Průběh EKG křivky. [2] .....	19 -
Obrázek 1.5: Postup při zpracování signálu. [5] .....	20 -
Obrázek 2.1: Frekvenční amplitudová odezva. [7] .....	22 -
Obrázek 2.2: Frekvenční fázová odezva. [7] .....	22 -
Obrázek 2.3: Impulzová odezva. [7] .....	22 -
Obrázek 2.4: Přechodová charakteristika. [7] .....	23 -
Obrázek 2.5: Základní EKG signál. [9] .....	26 -
Obrázek 2.6: Zašuměly EKG signál. [9] .....	26 -
Obrázek 2.7: Kvalitativní časový průběh signálů ve fázi extrakce prvků. [11] .....	30 -
Obrázek 2.8: Algoritmus pro detekci QRS komplexu. [12] .....	30 -
Obrázek 3.1: Signál z databáze aritmií .....	32 -
Obrázek 3.2: Signál ze souboru dat .....	34 -
Obrázek 3.3: Vývojový diagram korekce izolinie .....	34 -
Obrázek 3.4: Srovnání izolinie signálu bez patologie .....	35 -
Obrázek 3.5: Srovnání izolinie signálu s aritmií .....	35 -
Obrázek 3.6: Originální EKG signál .....	36 -
Obrázek 3.7: EKG signál se šumem 20 dB .....	37 -
Obrázek 3.8: EKG signál se šumem 40 dB .....	37 -
Obrázek 3.9: Vývojový diagram pro filtrační metody .....	38 -
Obrázek 3.10: Porovnání filtrů s pohyblivým průměrem různých délek a mediánovým filtrem pro signál s náhodným šumem. [7] .....	39 -
Obrázek 3.11: Polynomání proložení u SG filtru .....	40 -
Obrázek 3.12: EKG vývojový diagram detekce QRS komplexu .....	42 -
Obrázek 4.4: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna $n=41$ a šumovou úroveň 5 dB. ....	49 -
-Obrázek 4.5: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna $n=5$ a šumovou úroveň 40 dB. ....	50 -
Obrázek 4.6: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna $n=11$ a šumovou úroveň 40 dB. ....	50 -
Obrázek 4.7: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna $n=21$ a šumovou úroveň 40 dB. ....	51 -
Obrázek 4.8: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna $n=41$ a šumovou úroveň 40 dB. ....	52 -
Obrázek 4.9: Účinnost filtrů v závislosti na úrovni šumu pro průměrnou absolutní chybu. ....	53 -
Obrázek 5.1: Originální EKG laboratorní úloha .....	66 -

## Seznam použitých tabulek

Tabulka 1.1: Hodnoty částí křivky .....	- 19 -
Tabulka 2.1: Charakteristika filtrů .....	- 23 -
Tabulka 2.2: Porovnání složitosti filtru FIR a IIR.....	- 25 -
Tabulka 4.1: Testování vlny Q .....	- 61 -
Tabulka 4.2: Testování vlny R .....	- 61 -
Tabulka 4.3: Testování vlny S.....	- 61 -
Tabulka 4.4: Testování vlny Q pomocí zlatého standardu .....	- 62 -
Tabulka 4.5: Testování vlny R pomocí zlatého standardu .....	- 62 -
Tabulka 4.5: Testování vlny S pomocí zlatého standardu.....	- 62 -
Tabulka 5.1: Testování filtračních metod 5 dB.....	- 64 -
Tabulka 5.2: Testování filtračních metod 40 dB.....	- 65 -
Tabulka 5.3: Detekce QRS komplexu.....	- 65 -
Tabulka 5.4: Testování filtračních metod 5 dB.....	- 66 -
Tabulka 5.5: Testování filtračních metod 40 dB.....	- 66 -
Tabulka 5.6: Detekce QRS komplexu.....	- 67 -

## Úvod

Elektrokardiogram je diagnostický nástroj, který měří a zaznamenává elektrickou aktivitu srdce a jeho komplexy. Vyšetření těchto komplexů umožňuje diagnózu širokého spektra srdečních stavů. Tyto stavy se mohou lišit od drobných až po život ohrožující.

Analýza EKG signálu se dělí na filtraci a detekci komplexů. Filtrace je velmi důležitým krokem pro správnou analýzu EKG. Při zaznamenávání EKG signálu dochází ke vzniku jak technického (šum) tak fyziologického(drift) rušení. Toto rušení snižuje kvalitu EKG signálu, a proto je jej třeba před samotnou detekcí komplexu odstranit. Jelikož se originální signál a EKG překrývají je třeba zvolit správnou metodu detekce. Dalším krokem je detekce QRS komplexu. Správná detekce je velmi důležitá, jelikož v sobě ukrývá informaci o srdečním tepu.

Cílem práce bylo vytvořit databázi EKG signálů, tvorba generátoru pro simulaci šumu, návrh algoritmu pro filtraci a návrh algoritmu pro detekci QRS komplexu. Celá práce je koncipovaná jako laboratorní úloha.

Databáze signálů je aplikovaná deterministicky určeným Gaussovským šumem s narůstající intenzitou s cílem testovat efektivitu filtrace. Všechny filtrační metody fungují na principu klouzavého okna. Dalším krokem byla detekce QRS komplexu. QRS komplex se detekuje na signálu se šumem který byl následně odfiltrován nejlepším typem filtru. Metoda je založená na principu hledání píku (lokální a globální maxima signálu).

Posledním krokem bylo vyhodnocení použitých metod. Filtrační metody byly hodnoceny jak z hlediska velikosti okna, tak úrovně šumu. Detekce QRS komplexu byla vyhodnocena z hlediska počtu správně detekovaných komplexů a umístění jednotlivých vln. Na závěr jsem vytvořila laboratorní úlohu určenou pro studenty oboru biomedicínský technik. Tato úloha by měla studenty seznámit s problematikou analýzy EKG a jednotlivými metodami použitými v této práci.

# 1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je diagnostická metoda, umožňující snímání a záznam elektrické aktivity srdce. Je to jedna ze základní vyšetřovací metodu v kardiologii. Pomocí elektrokardiografie můžeme zjistit různé poruchy srdečního rytmu (tzv. arytmie), ischemické změny myokard apod. Záznam elektrické činnosti srdce se v klinické praxi provádí prostřednictvím elektrokardiografu, samotné snímání napětí z těla pacienta pomocí elektrod, umístěny na hrudníku a končetinách a zapojených dle schémat. Výsledný záznam nazýváme elektrokardiogram. [1]

## 1.1 Vodivost v srdci

Stah neboli kontrakce svalů jsou spojené s elektrickými změnami zvanými depolarizace. K detekci těchto změn slouží elektrody, které jsou připevněny na tělo pacienta. Aby byly svalové kontrakce mohly být sejmuty z pacienta zpráve, musí být pacient zcela relaxován.

U měření elektrického potenciálu uvažujeme o srdci jako o dvoudílném orgánu. Důvodem je to, že síně se kontrahují zároveň a stah komor je společný. Objem svaloviny v síní je menší, tudíž i elektrické změny spojené s její depolarizací jsou méně výrazné. Obrazem síňové kontrakce je vlna P. Vzhledem k tomu, že svalová kontrakce je mohutnější, je při kontrakci zaznamenán větší kmit, nazývaným komplex QRS. Vlna T je způsobena návratem k výchozímu elektrickému stavu – tento proces se nazývá repolarizace. [2]

Elektrický výboj, pro který elektrický cyklus vychází za normálních podmínek z určité oblasti v pravé síní, která se nazývá sinoatriální (SA) uzel. Depolarizace se pak šíří síňovými svalovými vlákny. V další oblasti v síní, nazývané atrioventrikulární (AV) uzel, dochází ke zpoždění depolarizace. Poté se elektrický výboj šíří specializovanou vodivou tkání nazývanou Hisův svazek, které se v mezikomorovém septu dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Levé raménko se dále dělí na 2 svazky. Ve svalové komoře se vzruch šíří o něco pomaleji specializovanou tkání nazývanou Purkyněho vlákna. [3]

## 1.2 EKG svody

Snímání elektrické aktivity se provádí několika způsoby. Nejčastěji používáme snímání z povrchu těla, dále existují elektrody pro snímání v jícnu či nitrosrdčně, pomocí speciálních katétrů.

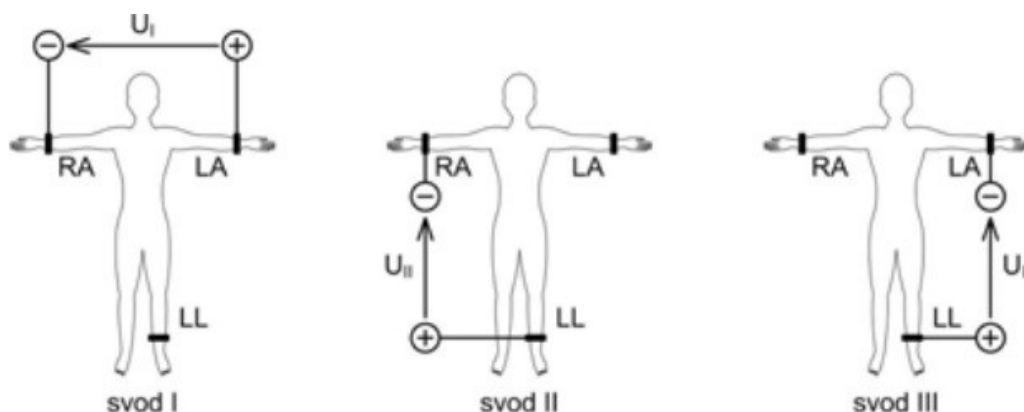
EKG se snímá z povrchu těla pacienta vhodným umístěním elektrod na kůži v oblasti hrudníku a břicha. Abychom snížili odpor průchodu a přeměnily vodivost iontovou na elektrickou mezi tělem a elektrodou se kůže odmašťuje a potírá speciálním gelem. Často dnes používáme balonkových a samolepících elektrod, jejichž součástí již vodivý gel je. Dnešní klinická praxe používá dvanácti svodů, které vzniknou kombinací zapojení devíti měřících elektrod. Umístění a způsob měření dělíme do tří skupin dle autora. [4]

### 1.2.1 Bipolární končetinové svody podle Einthovena

Einthovenovy bipolární končetinové svody se často nazývají také standardní, jsou tři a označují se římskými číslicemi I, II, III. Využívají tři elektrody. Na pravé paži se označují RA (z angl. right arm). Na levé paži se označují LA (z angl. left arm). Na levé noze se označují LL (z angl. left leg)

Kromě toho se při praktické realizaci svodů využívá ještě čtvrtá končetinová elektroda na pravé noze, s označením RL (z angl. right leg). Ta však neslouží ke snímání. Jde o pomocnou elektrodu, zapojenou v obvodu zpětné vazby, jehož úkolem je snížit souhlasnou složku signálu na vstupu předzesilovače.

V praxi jsou elektrody, svorky a vodiče barevně rozlišeny, aby nedocházelo k omylům. Zapojení bipolárních Einthovenových svodů je uvedeno na obr. 1. Autor při zavádění těchto svodů vyšel z úvahy, že konec tří končetin tvoří průběžně vrcholy rovnoramenného trojúhelníku. Končetiny pak měli představovat stejně dlouhé vodiče, spojující tyto vrcholy s elektrickým středem těla, v němž leží srdce. Umístění na končetinách je výhodné. Změna v elektrokardiogramu, která se projeví vlivem různé polohy elektrod či rozdílem v tělesných proporcích jedinců, není tak výrazná, jako u hrudních svodů. [1]

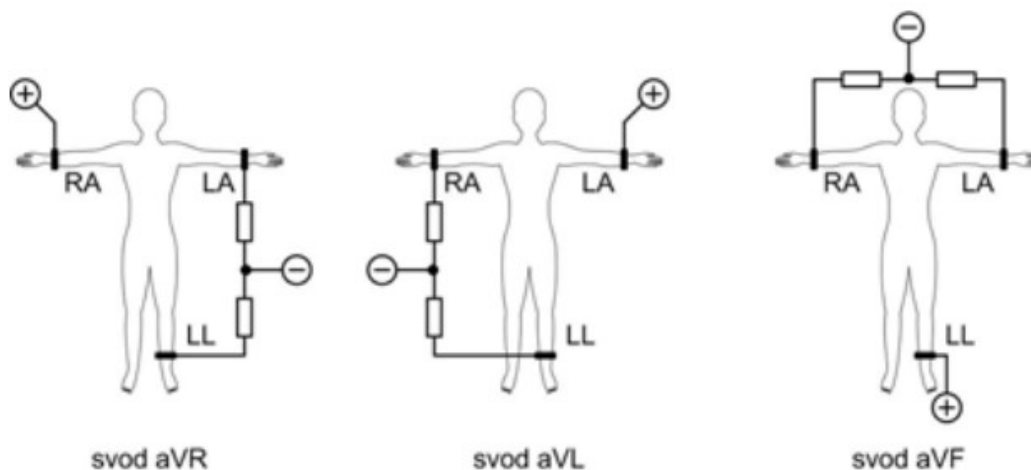


Obrázek 1.1: Zapojení elektrod podle Einthovena. [1]

### 1.2.2 Unipolární končetinové svody podle Goldbergera

Goldbergerovy svody využívají stejných končetinových elektrod jako standardní Einthovenovy svody. U každého svodu je vždy kladná svorka připojena k jedné z elektrod. Svod je pak označen aVR (kladná svorka připojena k RA), aVL (kladná svorka připojená k LA) a aVF (kladná svorka připojená k LL). Zabývající dvě elektrody jsou vždy zapojeny přes odpor  $5k\Omega$  do referenční svorky, viz obr. 2.



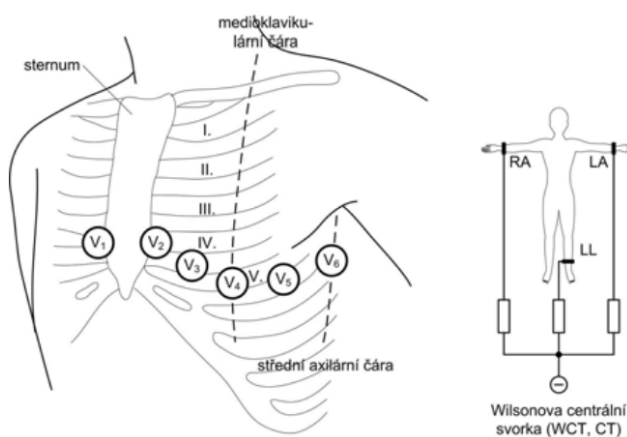


Obrázek 1.2: Zapojení elektrod podle Goldbergera. [2]

Předpona aV v označení jednotlivých svodů (aVR, aVL, aVF) je zkratkou z angl. Augmented voltage, tj zesílení napětí. Původní Wilsonovy unipolární končetinové svody měl referenční svorku vytvořením spojením každé ze tří končetinových elektrod přes odpor  $5k\Omega$  (tzv. Wilsonova centrální svorka, používaná i u Wilsonových unipolárních hrudních svodů). Toto zapojil později upravil Goldbergera. Napětí na jeho svodech je oproti Wilsonovým unipolárním končetinovým svodům zvýšeno. [2]

### 1.2.3 Unipolární hrudní svody podle Wilsona

Wilsonovy unipolární hrudní svody, viz obr.3, jsou také nazývané prekordiální (lat. prekordium = krajina srdeční). Kladný pól každého ze šesti těchto svodů, označených V1, V2, V3, V4, V5 a V6, tvoří elektroda umístěná v krajíně srdeční. Záporný pól je vždy na referenční svorce, která je vytvořena spojením tří končetinových elektrod přes odpor  $5k\Omega$ . Tato svorka bývá označená CT, resp. WCT (z angl. Wilson central terminal).



Obrázek 1.3: Zapojení elektrod podle Wilsona. [2]

Při umísťování hrudník elektrod se řídíme polohou hrudní kosti. Mezižeberní prostory jsou označovány římskými číslicemi, počínaje nejbližším ke klíční kosti.

Standardně mohou být použity také další svody (V7, V8, V9), jejichž elektrody leží za axilární čarou. V běžné klinické praxi se příliš nevyužívají. Zatímco končetinové svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce frontálně, unipolární hrudní svody sledují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. [2]

### 1.3 Popis EKG křivky

Zahájení cyklu začíná v sinusovém uzlíku v oblasti pravé předsíně. Z tohoto místa se dále šíří celým PSS až k jednotlivým buňkám myokardu. Tento impulz má velmi nízký potenciál, ten se však zvyšuje při aktivaci buněk srdečního svalu, který už EKG záznam zachytí.

Vlna P-vzniká depolarizací předsíní. Normální trvání P vlny je 0,11 s a výška 2,5 mm.

Vlna T – depolarizace komor. Trvá 0,2 s a má výšku 1–8 mm.

Vlna U – je projevem depolarizace komor. Je parná jen u některých EKG záznamů. Vlna U je vždy menší než vlna T.

Kmit Q – je první zápornou výchylkou komplexu QRS. Vyjadřuje depolarizaci se septa a papilárních svalů. Normální kmit Q je široký 0,03 s s hloubkou 3 mm.

Kmit R – je vždy kladný. Normální výška kmitu R v končetinových svodech 10 mm, v hrudních až 25 mm.

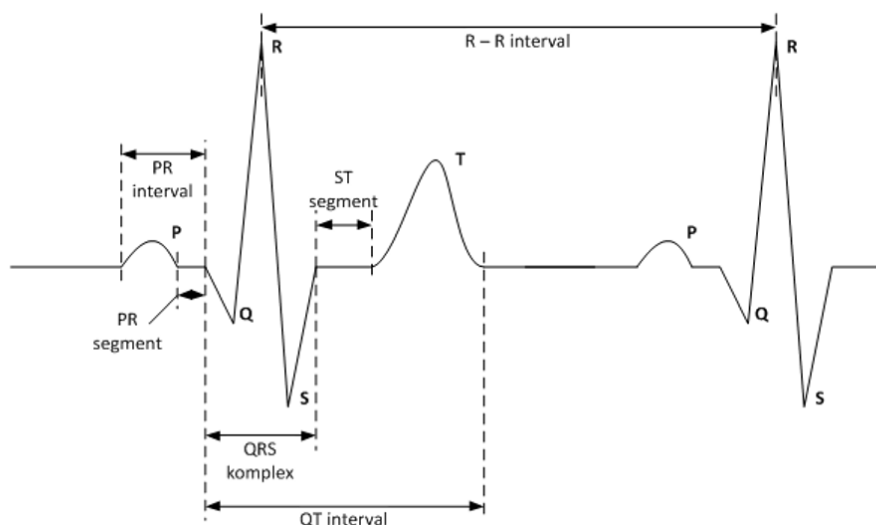
Kmit S-je druhou zápornou výchylkou komplexu QRS.

Interval PQ – je úsek od začátku vlny P po začátek QRS komplexu. Vyjadřuje vedení vzruchu do SA uzlu přes síňovou svalovinu, Hisův svazek a Purkyňeho vlákna. Čas trvání je 0,12–0,20 s. Interval QT-začíná kmitem Q a končí vlnou T. Je projevem depolarizace a repolarizace komor. Normální hodnoty jsou 0,34–0,42 s.

Interval PR-informuje o době trvání PSS. Jeho délka je 120–220 ms

Úsek ST-představuje časový úsek mezi depolarizací a repolarizací komor. V místě, kde končí QRS komplex a začíná ST úsek se označuje jako junkční bod.

Komplex QRS – vzniká při kontrakci komor. Skládá se z depolarizační a repolarizační části. Na EKG křivce má nejvýraznější amplitudu. Celý QRS komplex trvá 0,006–0,1 s. [2]



Obrázek 1.4: Průběh EKG křivky. [2]

### 1.3.1 Frekvence srdce

Rytmus stahů zdravého srdce není pravidelný. Časové intervaly se v po sobě jdoucích úderech srdce mění. Tato, přirozeně vyskytující se změna tepové frekvence, se nazývá variabilita srdeční frekvence (HRV – Heart Beat Variability).

Analýza HRV slouží k náhledu funkčnosti autonomního nervového systému. Tyto chvilkové změny srdečního tepu jsou většinou přehlíženy. Variabilita srdeční frekvence se měří pomocí HRV Biofeedback technologie, která umožňuje sledovat měnící se rytmus srdce v reálném čase. Použití dat o tepové frekvenci poskytuje obraz HRV – průběžně vykresluje přirozené zvyšování a snižování tepové frekvence.

R-R interval je vzdálenost mezi dvěma následujícími komplexy QRS a představuje srdeční frekvenci. Normální SF je mezi 60 až 100 tepů za minutu. Vysoká SF znamená možnost tachykardie a nízká SF signalizuje sinusovou bradykardii. Amplituda a trvání normálního EKG signálu jsou uvedeny v tabulce níže. [6]

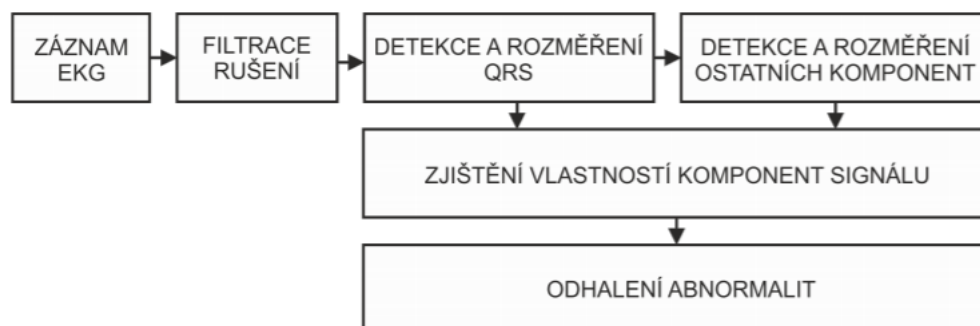
Tabulka 1.1: Hodnoty částí křivky

Amplituda (mV)	Doba trvání (s)
P vlna -0,25mV	PR interval -0,12 až 0,20 s
R vlna- 1,6mV	QT interval - 0,35 až 0,44s
Q vlna - 25 %R vlny	ST interval - 0,05 až 0,15 s
T vlna - 0,1 až 0,5 mV	QRS interval -0,09 s

### 1.3.2 Postup při zpracování EKG

Analýza EKG se skládá z několika kroků. Prvním krokem je odstranění šumu, které negativně ovlivňují EKG signál. Dalším krokem je detekce komplexu QRS jakožto nejvýraznější

prvek. Následně u dalších komponentů signálu zjistíme jejich vlastnosti jako délku trvání a výšku amplitudy. Posledním krokem je srovnání naměřených hodnot s hodnotami normálního nebo naopak abnormálního záznamu EKG. [5]



Obrázek 1.5: Postup při zpracování signálu. [5]

### Filtrace rušení

Při pořizování EKG záznamu dochází k různým druhům rušení, která mohou být jak technického, tak fyziologického původu. Tato rušení snižují kvalitu signálu, a proto je nutné je před samotnou analýzou EKG odstranit. K odstranění rušivé složky EKG signálu je třeba zvolit vhodný způsob filtrace, aby nenarušil diagnostické informace signálu. [5]

### Detekce QRS komplexu a ostatních komponentů

Další fází zpracování EKG je detekce komplexů QRS a ostatních komponentů. Přesnost detekce je velmi důležitá pro správnou analýzu signálu. Parametry, které se z analýzy signálu určují, jsou výška a doba trvání vln a kmitů a doba trvání intervalů. V případě ST segmentu se navíc bude určovat jeho odchylka od izolinie. Při analýze se nejprve detekují nejdůležitější úseky křivky jako vrcholy, začátky a konce jednotlivých úseků. [5]

### Vlastnosti komponentů EKG

Pro diagnostiku je nejdůležitější informací tepová frekvence srdce. Tepovou frekvenci zjišťujeme pomocí QRS komplexu. Dalším prvkem je PQ interval, u kterého zjišťujeme dobu trvání a počátek první vlny. Dále se vyšetřují amplitudy P, Q, T a QRS, jejíž referenční bod je izoelektrická linie. Poté zjišťujeme délku trvání P a T, kmitu Q a komplexu QRS. Jako poslední se zjišťuje odchylka segmentu ST od izolinie. [5]

## 2 Rešerše metod filtrace a detekce QRS komplexu

### 2.1 Filtrace signálu

V této části bakalářské práce se budu zabývat různými typy filtrů, které se používají k odstranění nežádoucích artefaktů v EKG signálu.

EKG signály často obsahují kombinaci různých typů šumů. Nejčastější typy šumů se dají rozdělit do tří kategorií v závislosti na frekvencích na kterých vznikají:

1. nízkofrekvenční (kolísání izoelektrické linie), které bývá často způsobeno elektrochemickými procesy na rozhraní elektroda-kůže; do 0,8 Hz, dýchání; do 0,8 Hz, pomalé pohyby, do 1,5 Hz

2. síťové rušení, vysokofrekvenční rušení na frekvenci 50 Hz

3. vysokofrekvenční, především myopotenciály ze svalů vyšetřované osoby (od 35 Hz)

Nízkofrekvenční složky lze odstranit použitím dolních propustí a vysokofrekvenční složky horními propustmi. Nevhodné zvolení mezních frekvencí u obou filtrů vede ke zkreslení EKG signálu, a to především vyhlazením (rozšířením, oříznutím) QRS komplexu, ztrátou izoelektrických segmentů PQ a ST. [2]

Filtrování má za cíl odstranit nežádoucí šum ze signálu nebo oddělit několik zdrojů od jednoho měřeného signálu.

Filtr Lowpass se používá k odstranění vysokých frekvencí.

Highpass filtr se používá k odstranění nízkých frekvencí.

Bandpass filtr se používá k odstranění nízkých a vysokých frekvencí.

#### **Vlastnosti filtru**

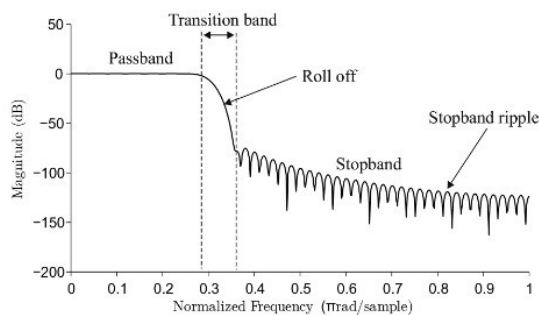
**Výkon časové domény** se měří přechodovou charakteristikou a fázovou odezvou.

**Výkon frekvenční domény** se měří amplitudovou odezvou.

Přechodová charakteristika a amplitudová odezva může být vypočtena z impulzní odezvy, a to pomocí Fourierovy transformace.

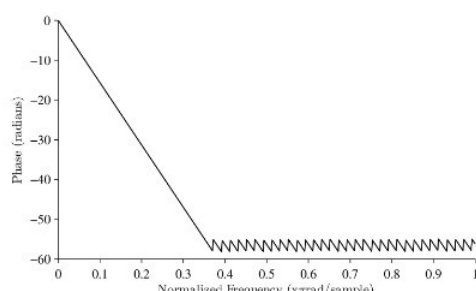
Každý filtr způsobuje určité množství zkreslení filtrovaného signálu. Je důležité mít na paměti vlastnosti použitého filtru. Vlastnosti filtru jsou charakterizovány následujícími pojmy a obrázky.

**Amplitudová odezva** je poměr mezi vstupními a výstupními signály. Cílem je dosáhnout ostrého útlumu a nulového zvlnění na propustném pásmu (obr. 2.1). Někdy se nazývá frekvenční odezva.



Obrázek 2.1: Frekvenční amplitudová odezva. [7]

**Fázová odezva** je změna fáze vstupního signálu po filtraci.

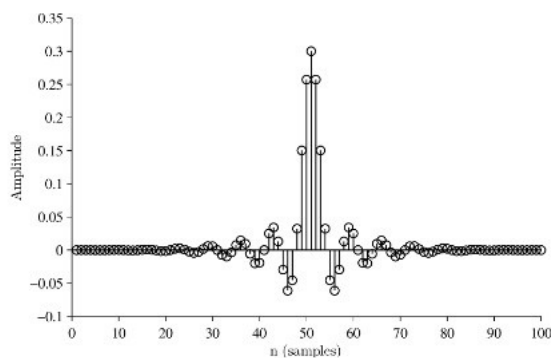


Obrázek 2.2: Frekvenční fázová odezva. [7]

**Filtry lineární fáze** mají stejný fázový posun pro všechny frekvence.

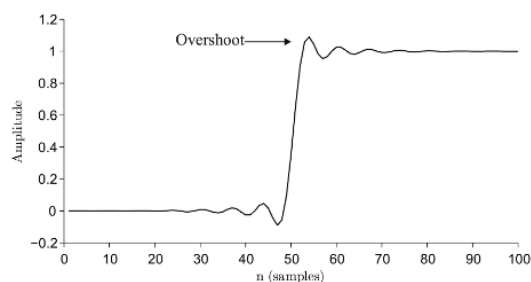
**Filtry s nulovou fází** nemají fázový posun.

**Impulzní odezva** je výstup filtrů, když je vstupem jednotkový signál.



Obrázek 2.3: Impulzová odezva. [7]

**Přechodová charakteristika** je výstup filtrů, když je vstup jednotkový signál. Přechodová charakteristika je ostrá a nepřekračuje danou mez. [7]



Obrázek 2.4: Přechodová charakteristika. [7]

### FIR filtr (Filtr s konečnou impulzní odezvou)

Výhodou FIR filtru je jeho stabilita, a proto se často používají v aplikacích, kde dochází k častým změnám koeficientů. (tzn. změn tvaru impulsní charakteristiky.)

Přenosová funkce číslicového filtru FIR jako diskrétního systému

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} a_i z^i}{z^{N-1}}, b_s = 1, s = r = N - 1 \quad (2.1)$$

kde  $N$  je řád číslicového systému,  $a_i$  jsou koeficienty filtru a zároveň vzorky impulsní charakteristiky. Ve jmenovateli vystupuje operátor  $z$  v  $N$ -té mocnině, aby systém splnil podmínku kauzality a byl realizovatelný. Současně je splněna i podmínka stability, neboť systém má pouze jeden  $N$  násobný pól v bodě  $z = 0$  a tedy všechny póly leží uvnitř jednotkové kružnice. Číslicový filtr typu FIR s přenosovou funkcí je vždy kauzální a vždy stabilní.

Další plusem číslicových filtrů typu FIR je možnost získat lineární fázovou kmitočtovou charakteristiku v celém rozsahu kmitočtů. Číslicové filtry a všechny složky signálu budou průchodem číslicovým filtrem zpožděny o stejný časový interval. Výstupní signál nebude obsahovat zkreslení způsobené nelinearitou fázové kmitočtové charakteristiky. Podmínkou je, aby impulsní charakteristika filtru typu FIR byla symetrická nebo antisymetrická. Nastat mohou právě čtyři případy, jak je uvedeno v tabulce.

Tabulka 2.1: Charakteristika filtrů

Typy symetrie a podmínka	Délka filtru $N$	Skupinové zpoždění
symetrická $h[n] = h[N - n - 1]$	sudá	$[N - 1]/2$
symetrická $h[n] = h[N - n - 1]$	lichá	$[N - 1]/2$
antisymetrická $h[n] = -h[N - n - 1]$	sudá	$[N - 1]/2$
antisymetrická $h[n] = -h[N - n - 1]$	lichá	$[N - 1]/2$

Další výhodou je obecně menší citlivost na kvantování koeficientů. Naopak nevýhodou je vysoký řád filtru  $N$ . [8]

### **IIR filtr (filtr s nekonečnou impulsní charakteristikou)**

IIR filtry mají nekonečnou impulsní odezvu. Rekurze se používá pro výpočet filtrovaného signálu. Mohou být také použity pro návrh filtrů s vlastnostmi frekvenční domény. Při výpočtu se použijí naměřené a předchozí filtrované hodnoty. Výpočet je velmi rychlý.

Přenosová funkce IIR filtrů má tvar racionální lomené funkce, z čehož lze usuzovat, že u těchto systémů bude vždy nutné vyšetřovat jejich stabilitu. Filtry IIR nemají lineární průběh fázové frekvenční charakteristiky, a tak mohou zkreslovat zpracováváné signály v propustných pásmech. Návrh IIR filtrů je méně intuitivní a složitější než v případě návrhu FIR filtrů. Provádí se buď interaktivním rozmísťováním nulových bodů a pólů, nebo se používají optimalizační metody podle požadované frekvenční charakteristiky, které vedou na řešení soustavy nelineárních rovnic. [7]

#### **2.1.1 Srovnávací studie filtrů FIR a IIR pro odstranění šumu ze signálu EKG**

Existuje spousta druhů filtrů a každý z nich má své klady a zápory, analýza přináší srovnání filtru FIR a IIR.

Podle impulsní odezvy rozdělujeme do dvou typů digitálních filtrů

- Nekonečná impulsní odezva (IIR) - jsou vždy stabilní, mají lineární fázovou charakteristiku
- Konečná impulsová odezva (FIR) - jsou to rekursivní filtry, bývají nižšího řádu, mají nelineární fázovou charakteristiku – ovlivňují fázi, při nesprávném návrhu mohou být nestabilní

Při filtraci biologického signálu je požadováno, aby fázová charakteristika filtru byla vždy lineární. Nejčastěji biologický záznam filtrujeme filtrem s konečnou impulsní odezvou  $y(n)$ . Tento typ filtru je definován  $N$  hodnotami odezvy.

Matematický model FIR filtru v časové oblasti definován rovnicí

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} a_k x(n - k) \quad (2.2)$$

$y(n)$  představuje současnou výstupní hodnotu filtru

$x(n)$  představuje současnou vstupní hodnotu filtru

$x(n-N)$  reprezentuje  $N$  dřívějších vstupních vzorků filtru

$a_k$  jsou koeficienty diferenční rovnice

Bylo zjištěno, že pokles hodnoty spektrální hustoty po filtrování je vysoký v případě filtru FIR v obou signálech ve srovnání se všemi okny. Okno Kaiser a obdélníkové okno také vykazují lepší výsledky na úkor některých výpočetních zatížení, jelikož je řádek filtru je velký. Okno Kaiser má nastavitelný parametr, který udává kompromis mezi šířkou hlavního laloku a bočního laloku. Ale v případě zbývajících oken, např. Hanningových a Blackmanových, může být pořadí



filtrů velmi vysoké. Zvyšuje počet koeficientů filtru, což vede k velkému požadavku na paměť a problémům při implementaci hardwaru. Nejlepší kompromis mezi spektrální hustotou a průměrným výkonem je filtr Chebyshev typu II. [6]

Pořadí provedeného filtru IIR je 2 a je to rekurzivní filtr. Filtry IIR má jednodušší implementaci než u filtrů FIR. Strmost filtru je vysoká ve srovnání s filtry FIR. Fázové zpoždění je také přibližně nulové. Nicméně, IIR filtry mají fázové zkreslení, které je způsobeno nelineární fázovou odezvou IIR filtrů. Pokud zvýšíme pořadí filtru, může se vytvořit nekonečné oscilace. Abychom odstranili základní šum, potřebujeme pouze filtr řádu 2, při kterém jsou na počátku tvaru vlny jen malé kmity. Tento problém lze vyřešit použitím filtru IIR na signál EKG v obou směrech. Tabulka 2.2 ukazuje porovnání řádová náročnost filtrů FIR a IIR. Srovnání filtrů ukazuje, že kvůli velkému pořadí filtru FIR dochází k fázovému zpoždění. Výpočetní složitost FIR filtru je mnohem větší než filtry IIR. FIR filtr zvyšuje požadavek na paměť a ztrátu výkonu. Takže IIR filtry mohou být lepší volbou pro odstranění základního šumu. [6]

*Tabulka 2.2: Porovnání složitosti filtru FIR a IIR*

Typ filtru	Řád filtru	Fázové zakreslení	Fázové zpoždění
FIR	320	321	320
IIR	2	4	2

### 2.1.2 Komparativní studie odstranění šumu z EKG signálu

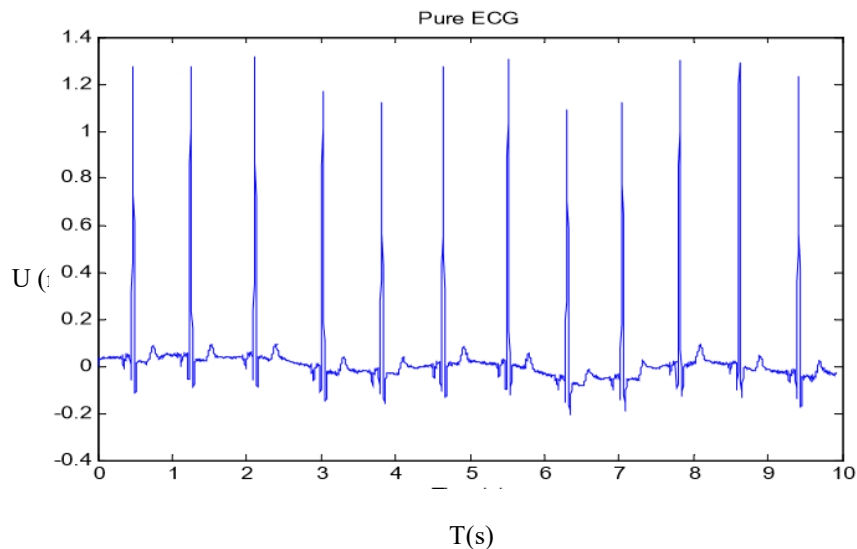
Je známo, že tradiční analogové a digitální filtry potlačují součásti EKG v blízkosti frekvence napájecí sítě. Filtr FIR se používá k odstranění rušení šumu napájecího vedení 50 Hz ze signálů EKG (smíšených s rušením šumu elektrického vedení 50 Hz), protože nezavádí fázové zkreslení. Signál EKG (bez šumu) byl smíchán s konstantním 0,5mVp-p šumem při různých hodnotách frekvencí 48;48,5;49;49,5;50;50,5 a 51 Hz a zpracovány filtrem zastavovacího pásma 48–52 Hz. V tomto článku byly navrženy filtrační metodou Blackman, Hamming, Hann a Kaiserovým oknem. Výkon filtrů se analyzuje porovnáním signálu MSE (průměrná kvadratická chyba) a SNR (poměr signálu k šumu) výstupního signálu EKG.

Požadovaná vlastnost:

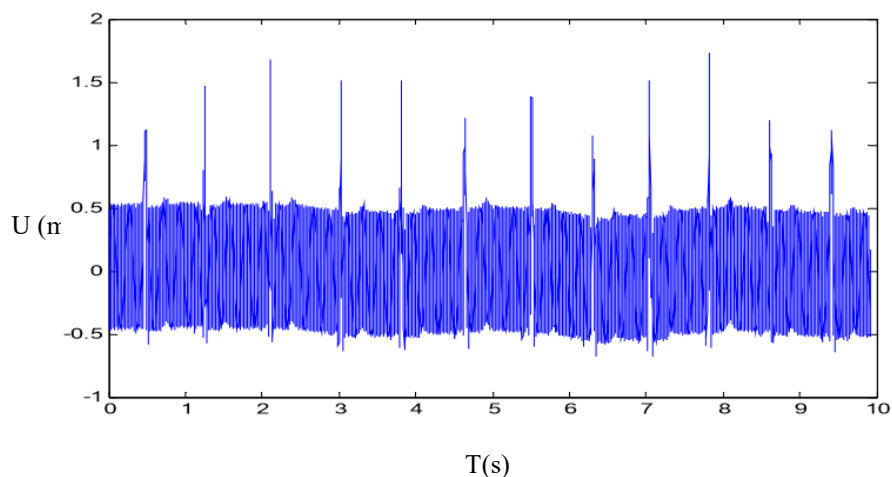
Zesilovač by měl zesilovat signály ve svém kmitočtovém rozsahu. Vrchol amplituda signálu EKG je v rozmezí 1mV, aby se špičkový signál dostal do rozsahu 1V. Potlačení souhlasného rušení řádově od 80 dB. do 120 dB.

Vstupní EKG:

Signál EKG je převzat z nemocniční EKG databáze se vzorkovací frekvencí 500 Hz, jako je na obrázku 2.5. EKG signál (bez šumu) byl smíchán s konstantním 0,5 mVp-p 50 Hz rušení zobrazené na obrázku 2.6 [9]



Obrázek 2.5: Základní EKG signál. [9]



Obrázek 2.6: Zašuměly EKG signál. [9]

V této metodě, se začíná s požadovanou specifikací frekvenční odezvy  $H_d(\omega)$  a odpovídajícím vzorkem jednotky reakce  $h_d(n)$ . Určujeme ji pomocí inverzní Fourierovy transformace. Vztah mezi  $H_d(\omega)$  a  $h_d(n)$  je následující.

$$H_d(w) = \sum_i^{\infty} h_d(n)e^{-jwn} \quad (2.3)$$

$$H_d = \int_{-\pi}^{\pi} H_d(w)e^{jwn}dw \quad (2.4)$$

Impulsní odezva  $h_d(n)$  získaná z výše uvedených rovnic. má nekonečné trvání. Takže je v určitém okamžiku zkrácena, například  $n = M-1$ , čímž vznikne FIR filtr o délce  $M$  (tj. 0 až  $M-1$ ). Toto zkrácení  $h_d(n)$  na délku  $M-1$  se provede vynásobením  $h_d(n)$  oknem. Zde je návrh vysvětlen tak, že se jedná o "obdélníkové okno" definované jako

$$WR(n) = 1 \text{ pro režim } N = M-1/2 = 0$$

Nyní je násobení okenní funkce  $W_R(n)$  s  $h_d(n)$  ekvivalentní konvoluci  $H_d(\omega)$  s  $W(\omega)$ , kde  $W(\omega)$  je reprezentace frekvenční domény (Fourierova transformace) tj:

$$W(\omega) = \sum_i \infty W_R(n) e^{-j\omega n} \quad (2.5)$$

Obdélníkové okno. Funkce pravoúhlého okna je dána:

$$W_R(n) = 1 \text{ pro } -N/2 \leq n \leq N/2 - 1, \text{ jinak } 0 \quad (2.6)$$

Kaiser okno: - filtr FIR s útlumem bočního laloku  $\beta$ , parametr okna Kaiser, který ovlivňuje útlum bočního laloku, je dán

$$A = 0; \beta \leq 21$$

$$\alpha = 0,1102 (\beta - 8,7); \beta > 50$$

$$\text{kde } \beta = 20 \log_{10} \delta_s$$

Hammingovo okno: - Kauzální funkce Hammingova okna je vyjádřena

$$W_H(n) = 0,54 - 0,46 \cos(2\pi n / M - 1) \quad 0 \leq n \leq M - 1$$

Příčinná funkce Hanningova okna je vyjádřena

$$W_{Hann}(n) = 0,5 - 0,5 \cos(2\pi n / M - 1) \quad 0 \leq n \leq M - 1$$

Blackman: - Kauzální funkce okna Blackman je vyjádřena

$$W_B(n) = 0,42 - 0,5 \cos(2\pi n / M - 1) + 0,08 \cos(4\pi n / M - 1) \quad 0 \leq n \leq M - 1 \quad [8]$$

### 2.1.3 Aplikace digitálního eliptického filtru pro snížení šumu v signálu EKG

Jedním z digitálních filtrů je filtr Eliptický. Tento filtr má podobné vlastnosti jako FIR filtr.

Program Matlab obsahuje funkci elips nazvanou  $[z, p, k] = \text{ellipap}(N, RP, AS)$  pro návrh normalizovaného eliptického analogového prototypového filtru řádu  $N$ , Passband zvlnění  $RP$ , útlumu  $AS$  stopband, po návrhu analogového prototypového filtru je nutné jej převést na digitální filtr pomocí libovolné metody. V tomto článku se požadovaný signál EKG, který obsahuje důležité informace, nacházející se pouze ve frekvenčním rozsahu od 0,5 Hz do 100 Hz. Proto pro studium použití eliptického filtru na EKG jsou navrženy tři filtry dolní propust, horní propust a pásmová zádrž 50 Hz pro odstranění rušení elektrického vedení. Všechny konstrukce jsou prováděny pomocí nástrojů pro návrh filtrů v MATLABu. Vzorkovací frekvence pro návrh je 1000 Hz.

Nízko frekvenční filtr je konstruován pro 100 Hz mezní frekvenci a pořadí 4. Dochází k fázové odezvě, nulovou reakci na pól a realizaci filtru. Vysokofrekvenční filtr je určen pro frekvenci 0,5 Hz. Zobrazuje odpověď na fázovou odezvu, odpověď na nulový pól a realizaci filtru vysokého proudu. Podobně filtr Notch 50 Hz byl navržen pro odstranění rušení elektrického vedení v pořadí 4. Je zřejmé, že eliptický filtr poskytuje optimální výkon v měřené veličině, ale má vysokou nelineární odezvu v průchodovém pásmu, což je v mnoha aplikacích velmi nežádoucí. Ve srovnání s filtrem Butterworth je maximálně plochý s větší odezvou a vyšším

pořadím N (více pólů) k dosažení stejných specifikací stopband a vykazují poměrně lineární fázovou odezvu v jejich průchodovém pásmu. Chebyševovy filtry mají fázové charakteristiky, které leží někde mezi nimi. [9]

## 2.2 Detekce QRS komplexu

V této části se budu zabývat detekcí QRS komplexu. Při zpracování EKG je velmi důležité přesně detekovat srdeční tep, protože je základem pro další analýzu a může být také použito k získání informací o srdeční frekvenci. Energie srdečního tepu se nachází hlavně v komplexu QRS, takže přesná detekce QRS komplexu je nejdůležitější součástí analýzy EKG. Detekce QRS je obtížná, protože morfologie tepů se mění v průběhu času a mohou být přítomny různé druhy šumu.

Existuje mnoho typů detektorů QRS, které používají různé algoritmy lišící se složitostí, úspěšností detekce, rychlostí zpracování a dalšími parametry

### Prahování amplitudy signálu

Prahování amplitudy signálu je základní, jednoduchý a rychlý způsob detekce QRS impulsu. Používá se jako orientační měření tepu. Spolehlivost je vysoká pouze po odstranění šumu ze signálu. Principem funkce je porovnání okamžité výchylky srdečního signálu s pevně nastavenou prahovou hodnotou. Při překročení prahové hodnoty algoritmus detekuje R vlnu. V případě že hodnota překročí i jiný segment z periody signálu vyhodnotí to algoritmus také jako detekci R vlny. Tento nedostatek eliminují metody s proměnlivým prahem. [10]

### Derivační metoda

Signál je filtrován pásmovou propustí od 15 do 45 Hz a následně je vypočtena jeho první difference. Zjistí se první extrém v derivovaném signálu komplexu QRS dle stanoveného prahu z maxima a algoritmus hledá první překročení nulové hodnoty před tímto extrémem, což odpovídá začátku komplexu QRS. [10]

### Metoda založená na číslicové filtraci

Jako předzpracování číslicové filtrace může sloužit různá škála filtrů. Využívají se filtry typu horní propust, dolní propust, pásmová zadrž ale i některých nelineárních filtrů. Metoda založena na filtrování signálu pomocí dvojice paralelních filtrů typu dolní propust s rozdílnou mezní frekvencí. Dalším krokem je výpočet rozdílu výstupů obou filtrů. Takto vzniklý signál má charakter pásmové propusti. Potlačení malých hodnot a vyhlazení vrcholů realizuje rovnice [10]

$$y(n) = y_1(n)[\sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k)]^2 \quad (2.7)$$

#### 2.2.1 Detekce na základě počítání průchodů nulou

V tomto příspěvku je navržen algoritmus, který současně splňuje požadavky nízké výpočtové nároky a vysokou detekci komplexů Navrhované metoda je založena na počítání průchodů nulou.

Algoritmus se skládá ze tří fází: extrakce funkce signálu, detekcí extrémů a časovou lokalizaci vlny R.

#### **Extrakce znaků:**

Algoritmus pro získání signálu se zvýrazněným charakteristickým rysem QRS komplexu se skládá z pásmové propusti, nelineární transformace, odhadu amplitudy vysokofrekvenční složky, přičtení vysokofrekvenční složky, detekce průchodů nulou a zjištění počtu průchodů nulou.

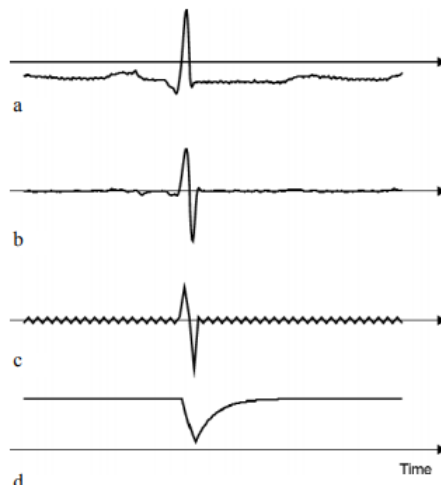
Frekvenční obsah QRS komplex může dosahovat až 40 Hz a více, zatímco vlny P a T mají obvykle frekvenční složky do 10 Hz. Nejdříve je EKG signál filtrován pásmovou propustí v rozmezí frekvencí 10–40 Hz. V prvním kroku jsou potlačeny P a T vlna, drift a vysokofrekvenční rušení, aby byl zvýšen poměr signál šum. K tomu je vhodné použít pro předzpracování pásmovou propust, jako u jiných konvenčních detektorů QRS komplexu.

Následuje nelineární transformace, díky které dojde ke zvýraznění QRS komplexu. Do transformace vstupuje signál po filtraci pásmovou propustí. Výstupem je signál po nelineární transformaci. Filtrovaný signál bude použit pro dočasnou lokalizaci R-vlny. Jak je znázorněno na obrázku 2.7 b, pásmový filtr osciluje kolem nuly. Přidání sekvence s nízkým příkonem a vysokou frekvencí na pásmový filtrovaný signál, jak ukazuje obrázek 2.7c, vede k signálu, který má mnoho nulových přechodů u QRS segmentů a pouze malý počet nulových přechodů během komplexu QRS. Vysokofrekvenční posloupnost může být vypočtena jako

$$b(n) = (-1)^n K(n) \quad (2.8)$$

kde  $n$  označuje časový index a  $K(n)$  je časová amplituda. V posledním kroku je získán signál charakteristického rysu počítáním průchodů nulou a následně určením počtu průchodu nulou.

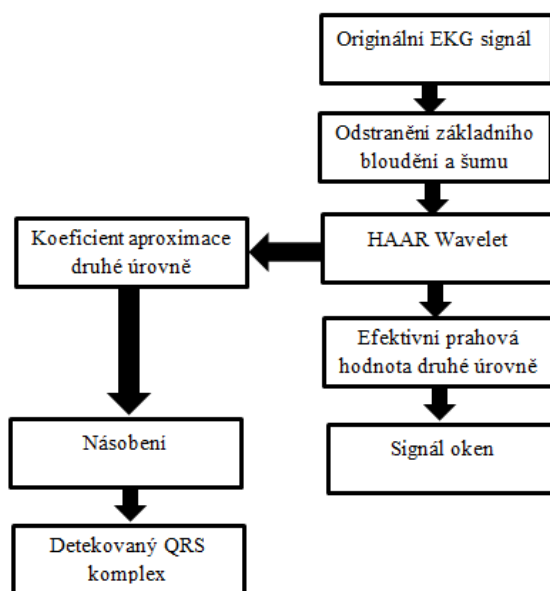
Detekce událostí: událost začíná, když signál funkce (počet překročení nuly na segment) klesne pod práh adaptivního signálu, jak je znázorněno na obrázku 2.7 d. Události končí, když signál stoupne nad prahovou hodnotu. Počátek i konec události jsou hranice vyhledávacího intervalu pro časové lokalizace R-vlny. Pokud jsou sousední události časově velmi blízko (více událostí), budou sloučeny do jedné události. Začátek kombinované události je začátkem první události a konec kombinované události je konec poslední události. Detekce Komplex QRS je dokončena stanovením časového umístění R-vlny. [11]



Obrázek 2.7: Kvalitativní časový průběh signálů ve fázi extrakce prvků. [11]

### 2.2.2 Detekce vln QRS pomocí transformace Wavelet

Wavelet transformace poskytuje dobré časové rozlišení a špatné frekvenční rozlišení při vysokých frekvencích, a naopak dobré frekvenční rozlišení a špatné rozlišení času při nízkých frekvencích. Tato vlastnost vlnové transformace by měla být užitečná pro signál, který má vysokou frekvenci, krátkodobý a nízký kmitočet a pro signály s dlouhou dobu trvání. Signál EKG není striktně periodický signál, ale liší se jak v periodě, tak v úrovni amplitudy při každém kmitu. Má vysokofrekvenční složku jako komplex "QRS" pro krátkodobé a nízkofrekvenční komponenty jako "P" a "T". [12]



Obrázek 2.8: Algoritmus pro detekci QRS komplexu. [12]

Obr. 2.6 zobrazuje algoritmus pro detekci QRS komplexu. Tento algoritmus je rozdělen do pěti kroků.

Krok 1: Odstranění základního šumu z EKG signálu Nejvyšší frekvence signálu je 40 Hz tudíž byl použit filtr s frekvencí 40 Hz.

Krok 2: Haar wavelet byl použit s nízko pásmový koeficient filtru  $[0,5 \ 0,5]$  a koeficient vysokého průchodu  $[-0,5 \ 0,5]$ , protože tyto koeficienty poskytují lepší a menší počet okenních signálů v porovnání s jinými koeficienty generovanými po prahování.

Krok 3: Detailní efektivní prahová hodnota byla použita pro odstranění komponentů s nízkou amplitudou ve 2. úrovni. Proto budou komponenty s vysokou amplitudou počítat složku s jednou a nízkou amplitudou, která bude počítána jako nula. Výsledný diagram obsahuje pouze jednu nulovou hodnotu., která je označována jako "okenní signál".

Krok 4: Byl vybrán signál s nejlepším výsledkem a vynásoben koeficientem aproximace 2.úrovně.

Krok 5: Odhadnutí maxim a minim signálů. Detekce QRS komplexu a zjištění intervalů P-R a R-R. [12]

### 3 Analýza algoritmů pro filtraci a detekci EKG signálů

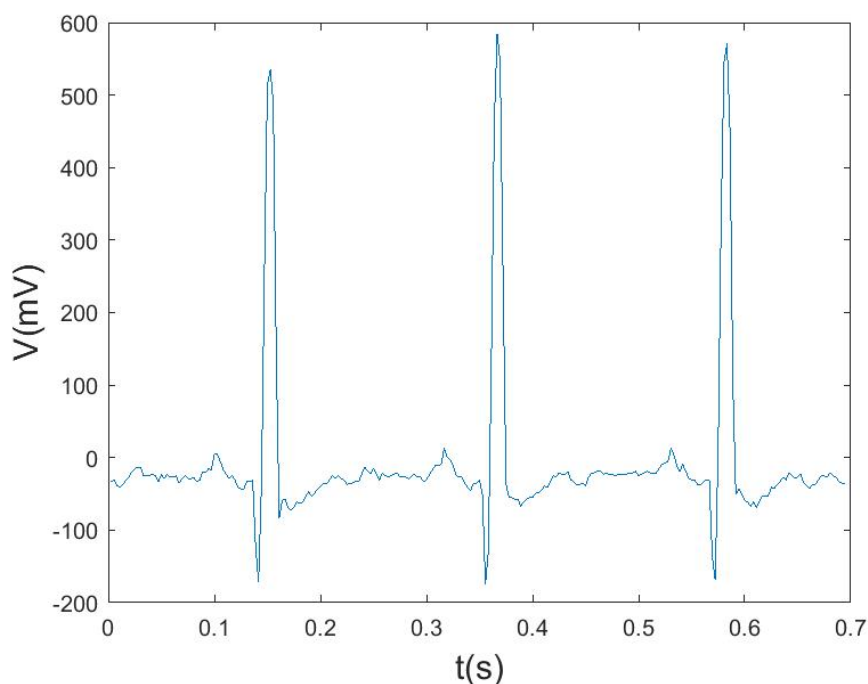
V této části se budu zabývat jak tvorbou jednotlivých algoritmů, tak metodami a daty použitými v této práci. Mým úkolem bylo vytvořit testovací datovou bázi, generátory šumů a algoritmy pro filtraci a detekci QRS komplexu. Celá praktická část je řešena v prostředí programu Matlab.

Co se týče filtrace signálu byly použity tři metody filtrace. Klouzavý průměrový filtr, mediánový filtr a Savitsky-Golayho filtr. Všechny tyto filtry fungují na principu klouzavého okna. Okno klouzající po signálu zpracovává data, které se v okně nachází a zpracovává je zvolenou metodou. Výsledné hodnoty ukládá a vytváří nový hladší signál.

U detekce QRS komplexu je použita metoda pruhození amplitudy signálu. Vlny QRS komplexu hledá v předem definované oblasti.

#### 3.1 Datová báze

Datová báze tvoří dva soubory dat. Prvním typem dat je dvacet EKG signálů stažených ze serveru PhysioNet. Jedná se o signály z databáze MIT-BIH Arrhythmia Database. Vzorkovací frekvence těchto signálů je 360 Hz

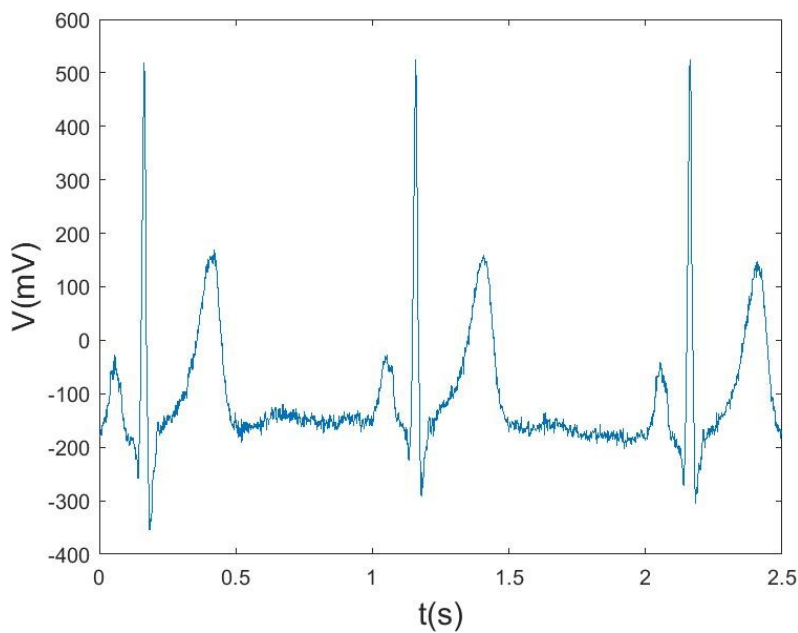


Obrázek 3.1: Signál z databáze aritmií.



Dalším typem je soubor zahrnující 5 záznamů. Soubor obsahuje celkem 15 signálů kde každý řádek představuje vektor hodnot pro jednotlivé svody. Záznamy jsou vzorkovány 1 kHz. Struktura EKG signálů

1. řádek – I. Einthovenův svod
2. řádek – II. Einthovenův svod
3. řádek – III. Einthovenův svod
4. řádek – aVR Goldbergův svod
5. řádek – aVL Goldbergův svod
6. řádek – aVF Goldbergův svod
7. řádek – V1 Hrudní svod
8. řádek – V2 Hrudní svod
9. řádek – V3 Hrudní svod
10. řádek – V4 Hrudní svod
11. řádek – V5 Hrudní svod
12. řádek – V6 Hrudní svod
13. řádek – VKG svod x
14. řádek – VKG svod y
15. řádek – VKG svod z



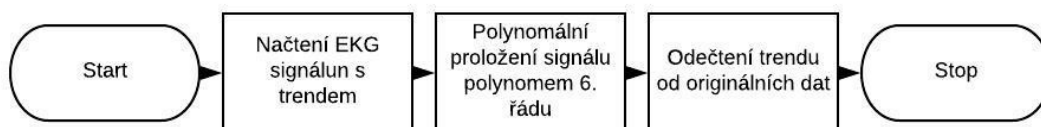
Obrázek 3.2: Signál ze souboru dat

## 3.2 Předzpracování dat

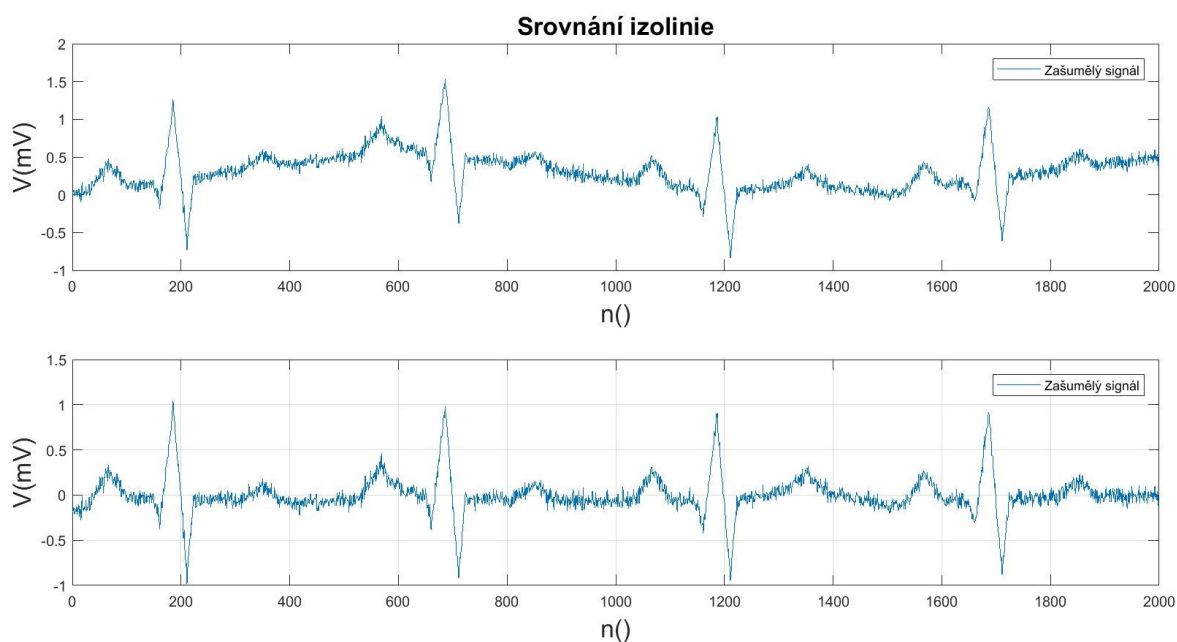
Samotné předzpracování dat probíhalo ve dvou krocích. Prvním krokem byla korekce izolinie a druhým analýza efektivity robustnosti vybraných filtračních metod na základě aditivního šumu, který degraduje strukturu EKG signálu.

### 3.2.1 Korekce izolinie

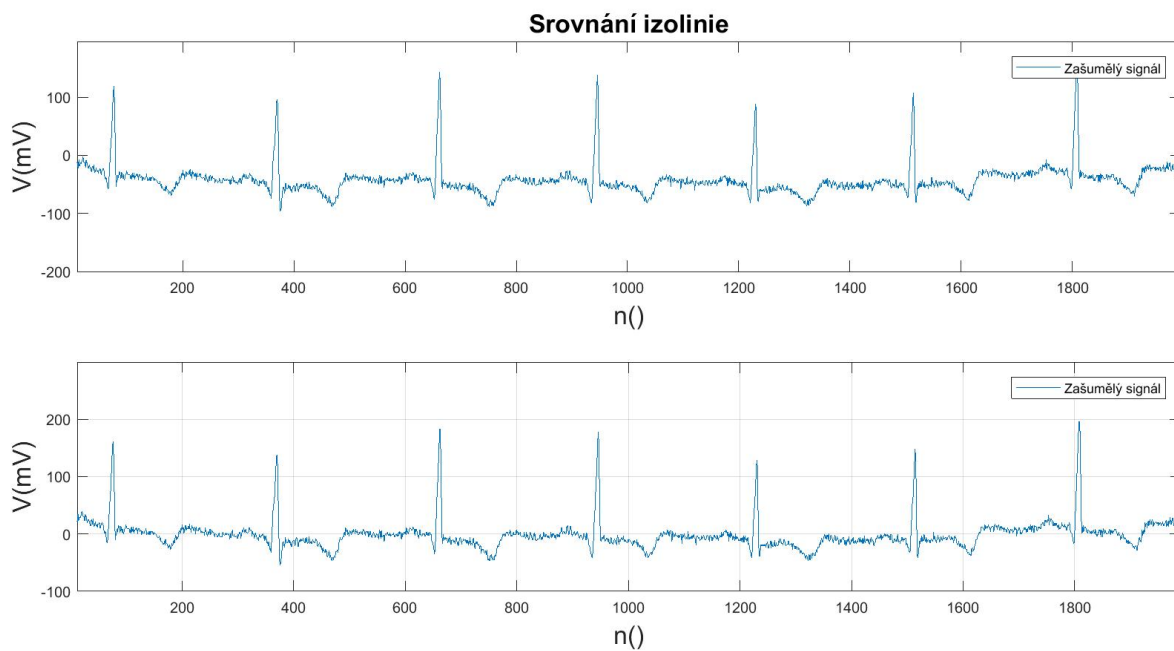
Korekci izolinie jsem prováděla pomocí polynomiálního proložení. Polynomiální proložení představuje proložení zadaného signálu polynomem. Jde o zvláštní případ lineární regrese. Lineární regrese je matematická metoda používaná pro proložení souboru body v grafu. O bodech reprezentujících měřená data se předpokládá, že jejich x-ové souřadnice jsou přesné, zatímco ypsilonové souřadnice mohou být zatíženy náhodnou chybou, přičemž předpokládáme, že závislost  $y$  na  $x$  lze graficky vyjádřit přímkou. Koeficienty hledaného polynomu jsou metodou nejmenších čtverců vypočteny tak, aby součet druhých mocnin odchylek původních hodnot od získaného polynomu byl minimální. Použila jsem polynom 6. řádu. Polynom 6. řádu byl určen jako nejlepší testováním.



Obrázek 3.3: Vývojový diagram korekce izolinie



Obrázek 3.4: Srovnání izolované signálu bez patologie



Obrázek 3.5: Srovnání izolované signálu s aritmií

### 3.2.2 Tvorba generátoru šumu

Dalším úkolem byla tvorba generátoru šumu. V této práci byl použit Gaussovský šum. Data jsem testovala pro čtyři úrovně šumu a to 5,10,20 a 40 dB

Gaussovský šum je náhodný signál s rovnoměrnou výkonnou spektrální hustotou. Signál má stejnou hustotu v jakémkoliv pásmu.

Šum byl generován v prostředí Matlab který má vestavěnou funkci  $y = \text{awgn}(x, \text{snr})$ . Kde  $x$  představuje vstupní signál a  $\text{snr}$  poměr signálu k šumu. Hlavním úkolem této funkce je vytvořit šum určité šumové úrovně. Přidáním tohoto šumu k originálnímu EKG signálu vznikne požadovaný signál se šumem.

Kroky algoritmu:

- 1) Výpočet výkonu signálu

$$E_s = \frac{1}{L} \sum_{j=0}^{L-1} |x[i]|^2 \quad (3.1)$$

Kde  $L$  představuje velikost signálu a  $x$  samotný signál

- 2) Vytvoření šumu

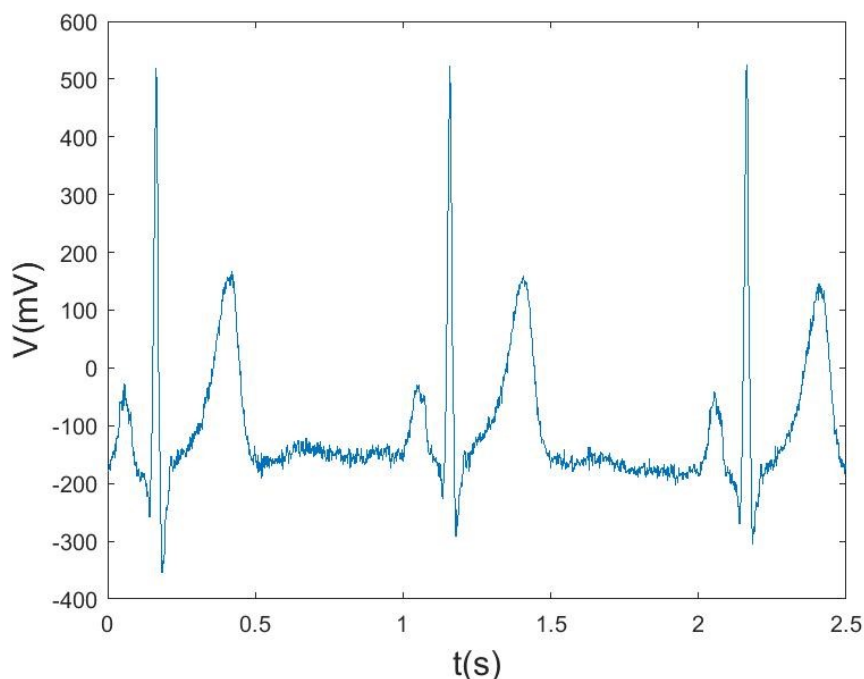
$$\text{noise} = \sqrt{\frac{E_s}{\text{SNR}}} \times \text{randn}(L, 1) \quad (3.2)$$

Kde  $E_s$  představuje energii signálu,  $L$  délka signálu a  $\text{SNR}$  (poměr signálu k šumu) v Decibelech.  $\text{randn}$  představuje návratovou hodnotu.

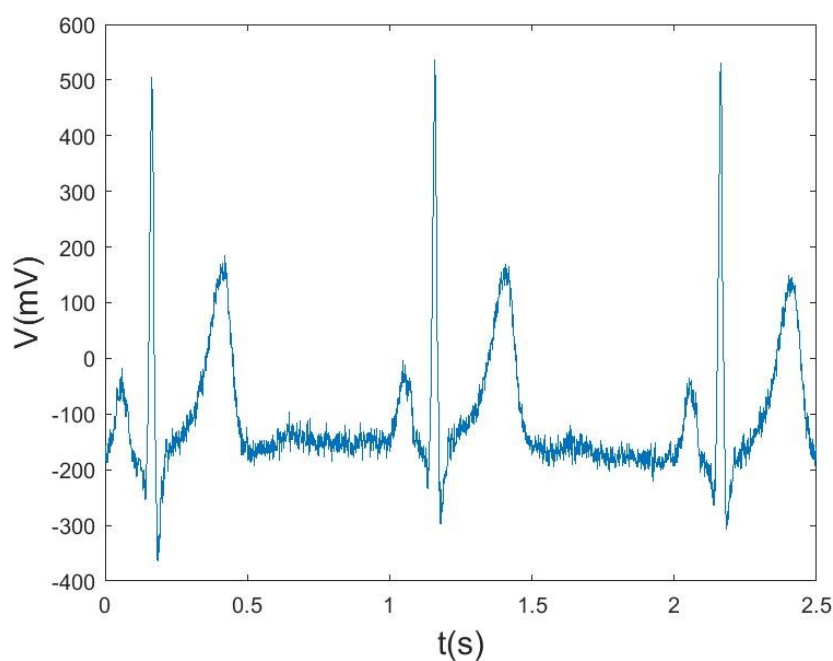
- 3) Přičtení šumu k originálnímu EKG

$$y = x + \text{noise} \quad (3.3)$$

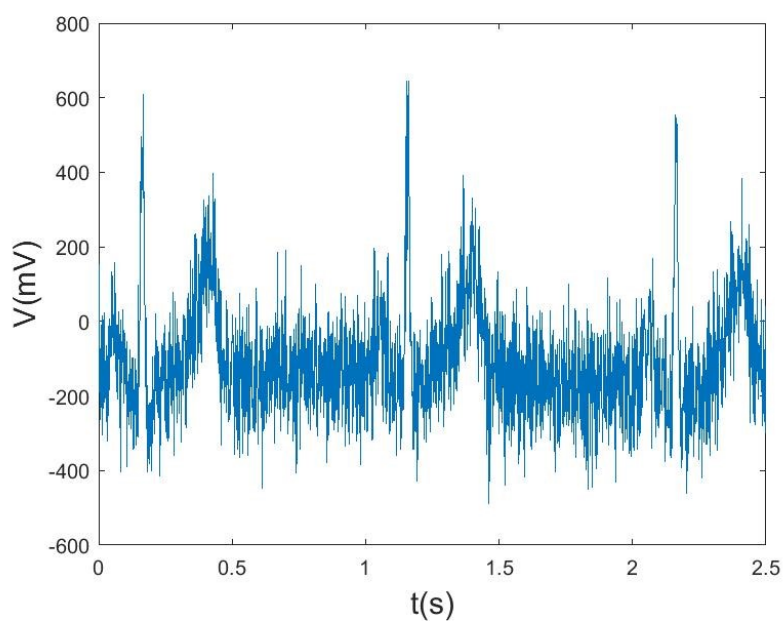
Kde  $x$  je originální signál



Obrázek 3.6: Originální EKG signál



Obrázek 3.7: EKG signál se šumem 20 dB

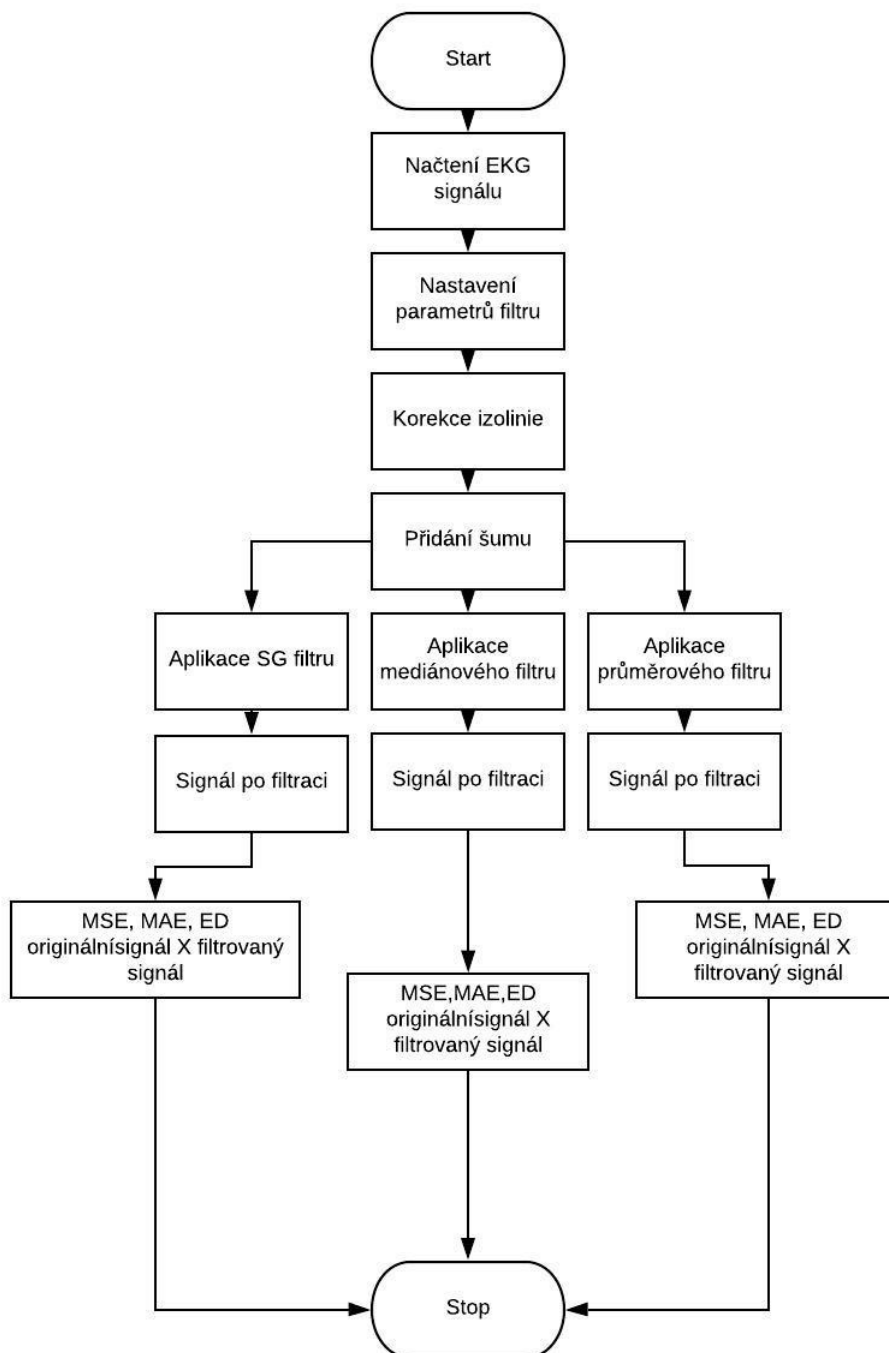


Obrázek 3.8: EKG signál se šumem 40 dB

### 3.3 Filtrace EKG signálu

V této části se budu zabývat filtrací EKG signálu. Testovala jsem tři typy filtrů. Všechny typy pracují na stejném principu, a to principu klouzavého okna.

U testovaných filtrů se nastavuje velikost okna jako jejich parametr. Okno funguje tak že klouže po signálu a zpracovává hodnoty v okně danou metodou podle typu filtru. Výsledná hodnota oken vykresluje signál, který je hladší než původní.



Obrázek 3.9: Vývojový diagram pro filtrační metody

### 3.3.1 Mediánový filtr

Je to nelineární filtr, takže nemůžeme spočítat jeho krok nebo amplitudovou odezvu. Mediánový filtr může být použit k potlačení těžkého Gaussova šumu v signálech časové domény, např. náhodně se vyskytujícími vysokými vrcholů. Mediánová filtrace funguje na principu prostého mediánu. Okno se posouvá po signálu a hodnoty v okně seřadí dle velikosti a ukládá prostřední hodnotu. Operace je označen jako

$$Y = \text{MED} \{X_1, X_2, \dots, X_N\} \quad (3.4)$$

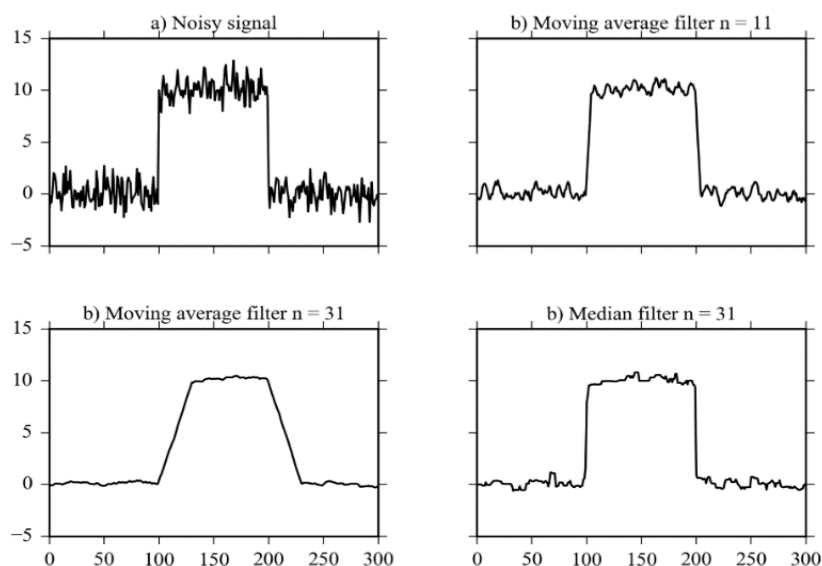
### 3.3.2 Klouzavý průměrový filtr

Jak název napovídá, pohyblivý průměrný filtr pracuje na základě průměrování čísla bodů ze vstupního signálu pro vytvoření každého bodu ve výstupním signálu.

$$y[i] = \frac{1}{n} \sum_{j=0}^{n-1} x[i+j] \quad (3.5)$$

kde  $x$  je vstupní signál,  $y$  je výstupní signál a  $n$  je velikost okna klouzavého průměru.

Pohyblivé průměrné filtry mají dobrý výkon pro signály v časové oblasti, ale jejich amplitudová odezva až tak dobrá není. Z obrázku 13 můžete vidět, že odezva není příliš ostrá a v propustném pásmu je mnoho zvlnění.



Obrázek 3.10: Porovnání filtrů s pohyblivým průměrem různých délek a mediánovým filtrem pro signál s náhodným šumem. [7]

### 3.3.3 Savitzky-Golayho filtr

Filtr je definován jako vážený klouzavý průměr s váhou danou jako polynom specifického řádu filtru. Koeficienty filtru Savitzky-Golay, který je aplikován na signál, představuje polynom  $P$

řádu  $k$ , je umístěn na část signálu. Jednou z nejlepších výhod tohoto filtru je to, že má tendenci zachovat maxima a minima které jsou často vyrovnány jinými vyhlazovacími technikami.

$$g_m = \sum_{k=-n_L}^{n_R} c_{k+n_L} \cdot s_{m+k} \quad (3.6)$$

Kde:

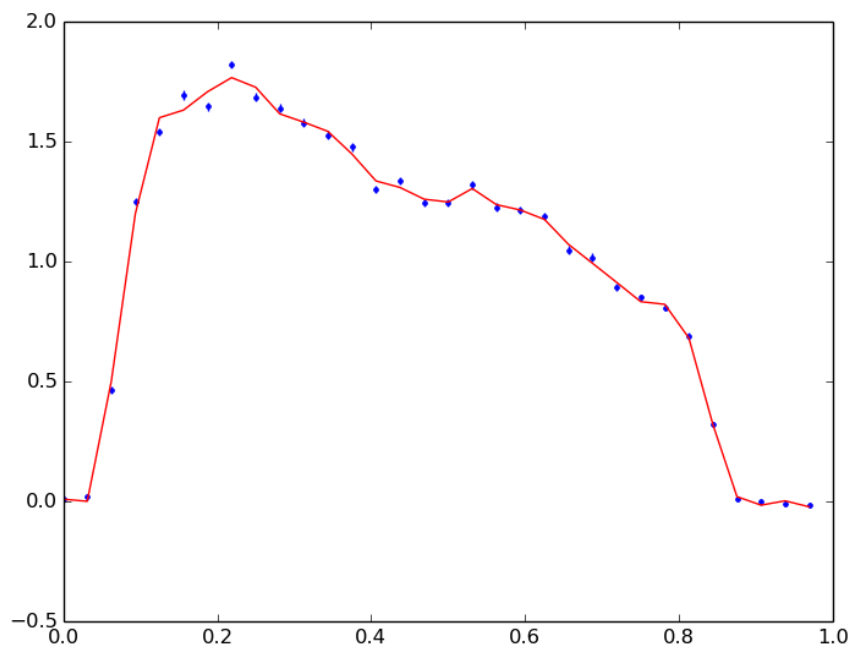
$g_m$  = výstupní signál

$n_R$  = vzorky signálu vlevo

$n_L$  = vzorky signálu vpravo

$s_m$  = vstupní signál

$c_k$  = SG konstanta



Obrázek 3.11: Polynomání proložení u SG filtru

Modře jsou vyznačené body signálu a červeně výsledný signál.

### 3.4 Evaluační parametry pro hodnoty EKG signálu

Filtrované signály jsem hodnotila třemi metodami, a to střední kvadratickou chybou, Euklidovou vzdáleností a průměrnou absolutní chybou. U filtračních metod hodnotím jak závislost velikosti okna na účinnosti jednotlivých filtrů, tak účinnost filtrů z hlediska úrovně šumu.



### 3.4.1 MSE (střední kvadratická chyba)

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_a - Y_b)^2 \quad (3.6)$$

Kde:

$(Y_a - Y_b)^2$  = rozdíl mezi originálním a filtrovaným signálem

n = velikost okna

MSE je měřítkem kvality odhadu. Je vždy nezáporné a nižší hodnota indikuje lepší výsledek.

### 3.4.2 ED (Euklidova vzdálenost)

V matematice, Euklidova vzdálenost nebo obyčejná přímá vzdálenost mezi dvěma body v euklidovském prostoru.

$$ED = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_a - Y_b)^2} \quad (3.7)$$

Kde:

$(Y_a - Y_b)^2$  = rozdíl mezi originálním a filtrovaným signálem

n = velikost okna

### 3.4.3 MAE (průměrná absolutní chyba)

Ve statistice je průměrná absolutní chyba (MAE) mírou rozdílu mezi dvěma spojitými proměnnými. Předpokládáme, že  $Y_a$  a  $Y_b$  jsou proměnné párovaných pozorování, které vyjadřují stejný jev.

$$MAE = \frac{\sum_{i=1}^n |Y_a - Y_b|}{n} \quad (3.8)$$

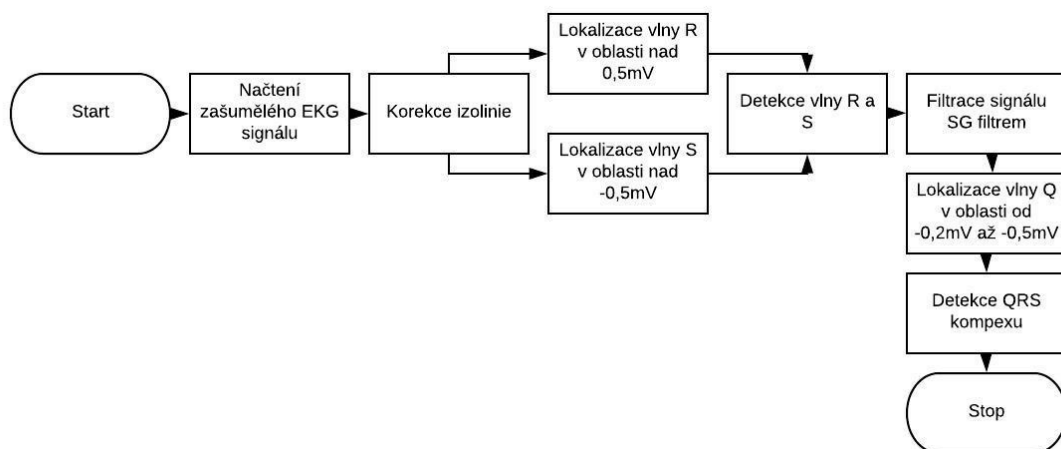
$(Y_a - Y_b)^2$  = rozdíl mezi originálním a filtrovaným signálem

n = velikost okna

## 3.5 Detekce QRS komplexu

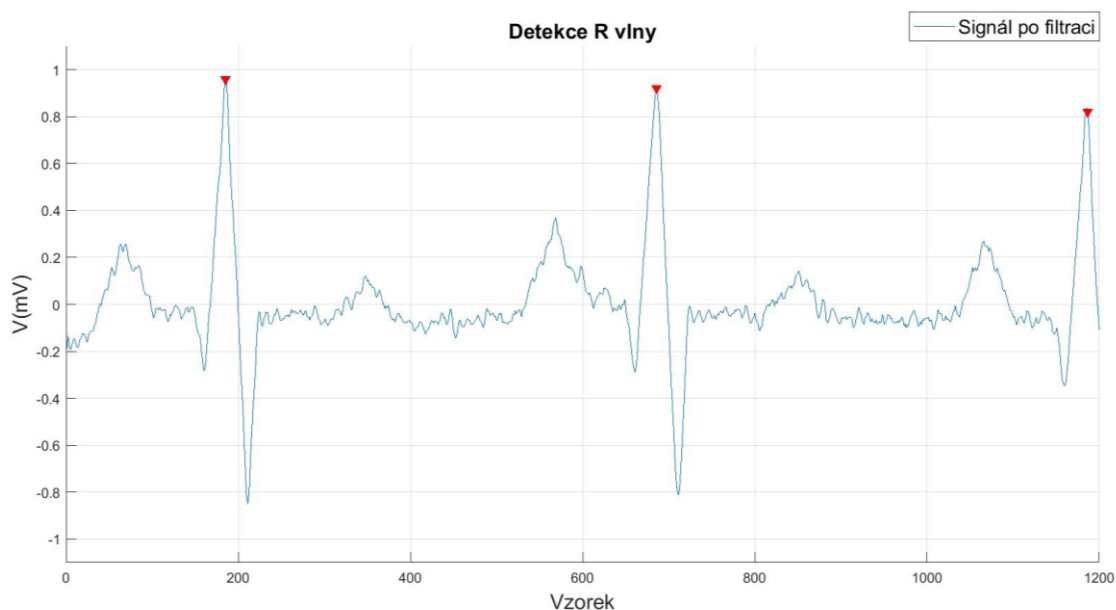
Přesná detekce QRS komplexu je velmi důležitá, jelikož v sobě ukývá informaci o srdečním tepu, který je hlavním indikátorem při vyhodnocování EKG křivky. Existuje mnoho metod detekce QRS komplexu. V mé práci jsem navrhla algoritmus, který funguje na principu hledání lokálních a globálních maxim EKG signálu

Detekci jsem prováděla na již vyfiltrovaném signálu pomocí filtru s nejlepší úspěšností se korigovanou izoliníí.



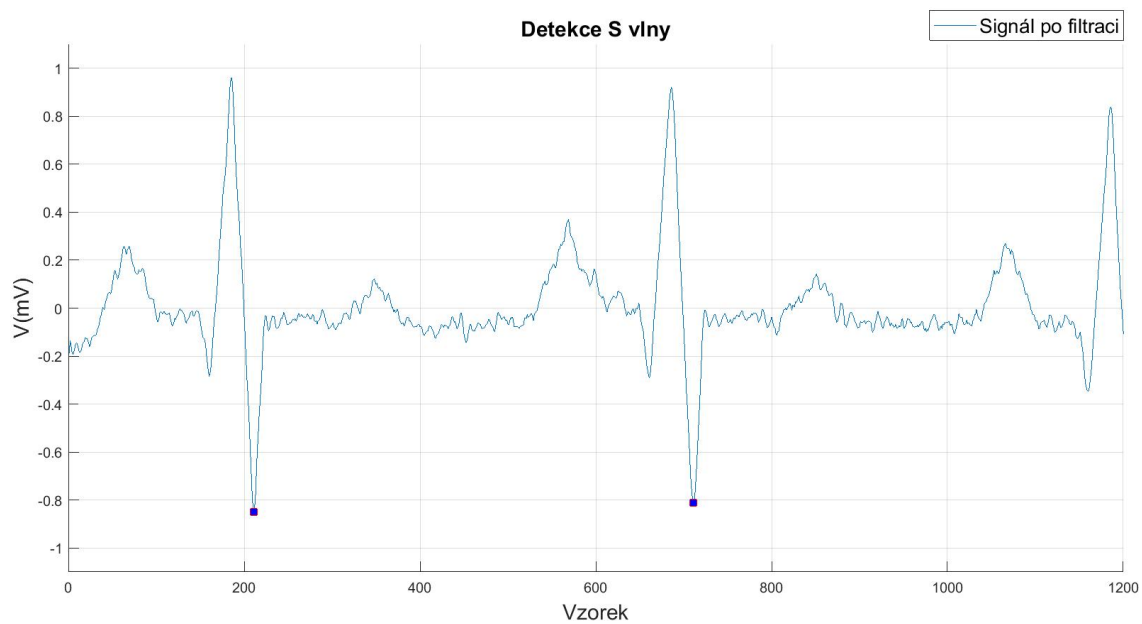
Obrázek 3.12: EKG vývojový diagram detekce QRS komplexu

Nejdříve jsem našla R vlnu, a to tak že jsem pro funkci `findpeaks` prahování amplitudy nad 0,5 mV



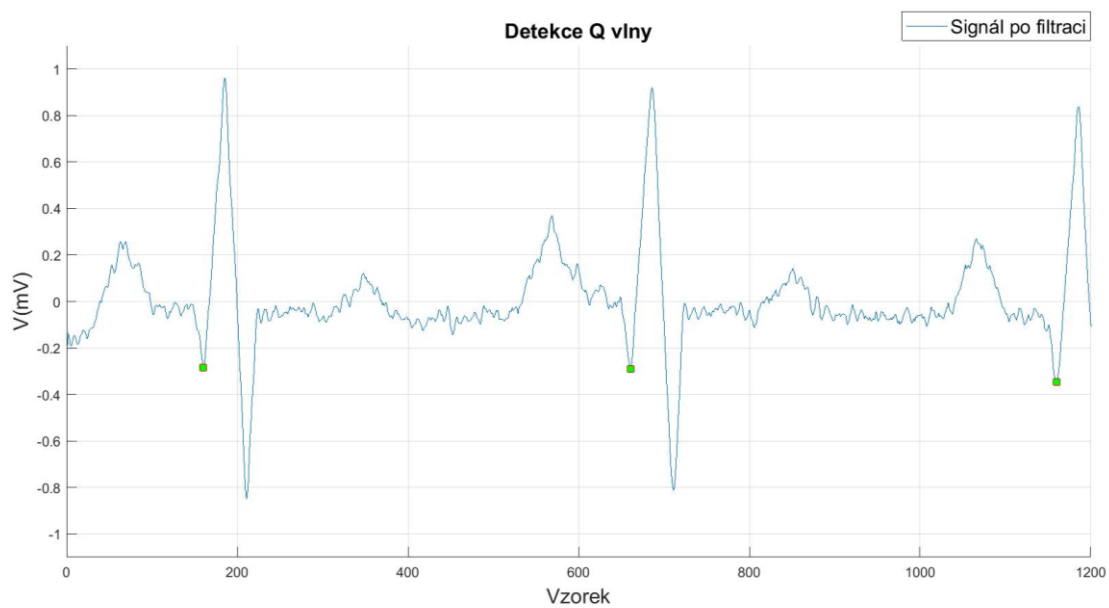
Obrázek 3.13: Obrázek Detekce vlny R

Poté detekujeme vlnu S. Vlnu S hledáme v oblasti nad -0,5mV.

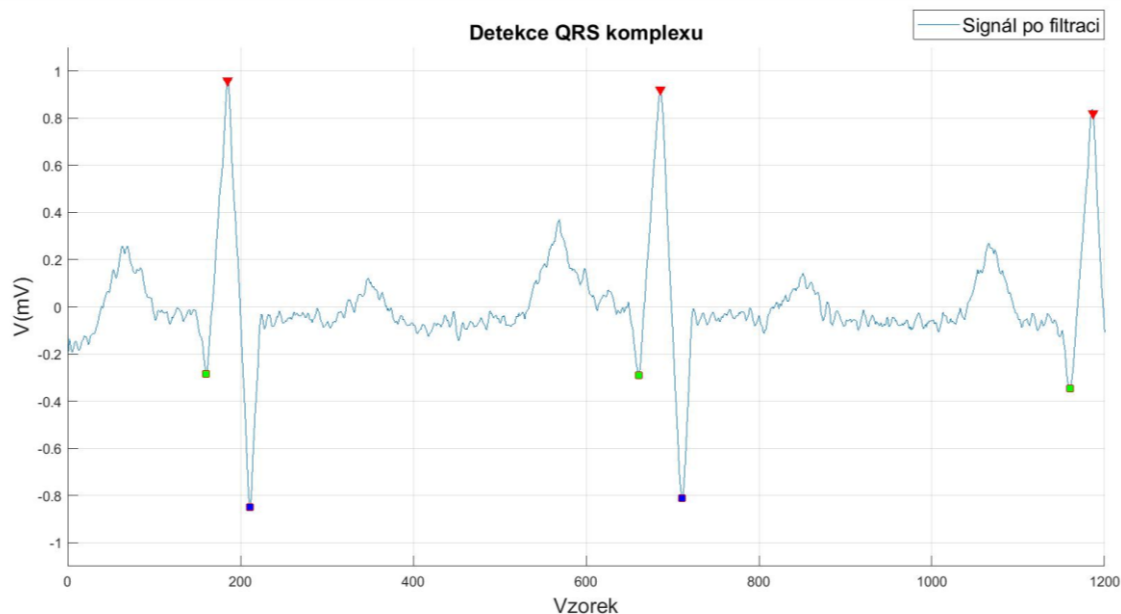


Obrázek 3.14: Obrázek Detekce vlny S

Posledním krokem je detekce vlny Q. Vlna Q se lokalizuje opět pomocí funkce `findpeaks`. Vlna Q se hledá v oblasti od -0,2 do -0,5 mV.



Obrázek 3.15: Obrázek Detekce vlny Q



Obrázek 3.16: Detekce QRS komplexu

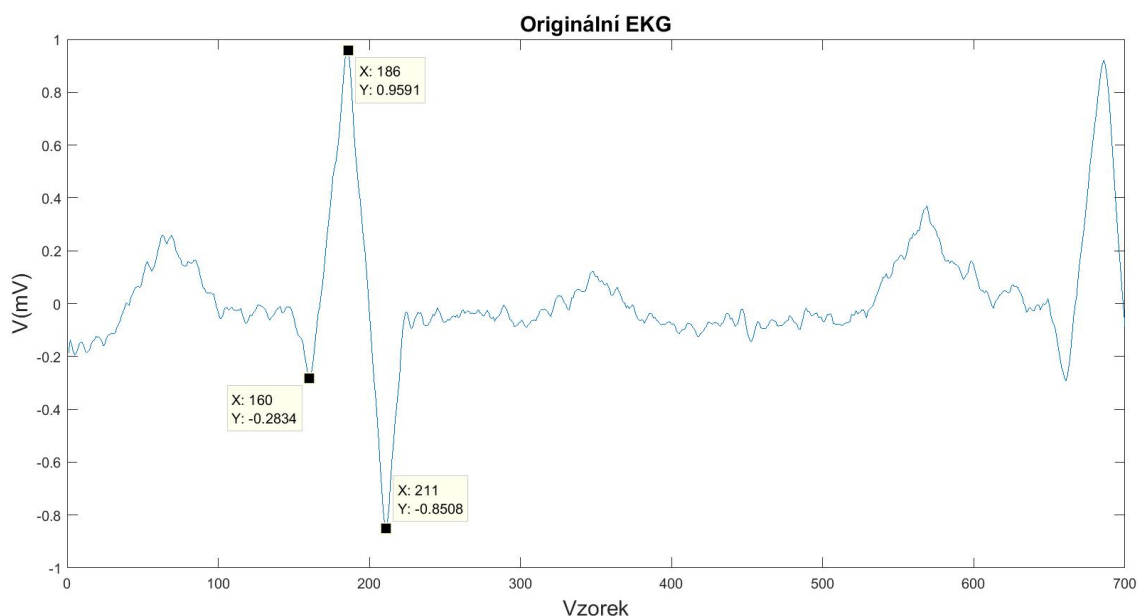
Detekci QRS komplexu jsem vyhodnocovala pomocí dvou vyhodnocovacích metod. První detekční metodou je Senzitivita (SE) - kolik procent z celkového počtu QRS komplexů, bylo skutečně detekováno a pozitivní předpovědní hodnotu (SP) - udává kolik procent z detekovaných QRS komplexů jsou skutečně QRS komplexy. Tuto metodu jsem aplikovala na 10 EKG signálu které trvali 1. hodinu.

$$SE = \frac{TP}{TP+FN} \times 100 \quad (3.9)$$

$$SP = \frac{TP}{TP+FP} \times 100 \quad (3.10)$$

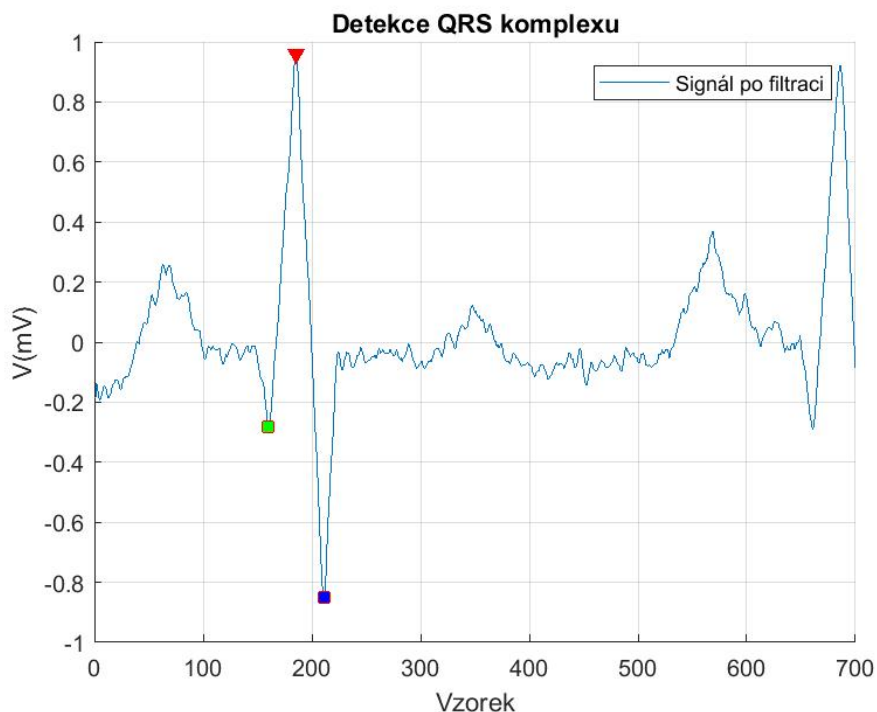
kde TP počet detekovaných QRS komplex, FN chybně nedetekovaný QRS komplex a FP je chybně detekovaný QRS komplex.

Dále jsem vyhodnocovala metodu detekce QRS komplexu z hlediska přesnosti lokalizace jednotlivých vln. A to tak, že jsem si nejdříve zvolila zlatý standard pomocí kurzorů.



Obrázek 3.17: Detekce QRS komplexu pomocí kurzoru

QRS komplex detekovaný pomocí algoritmu jsem srovnala se zlatým standardem zvoleným pomocí kurzorů. Výsledkem jsou odchylky lokalizace jednotlivých vln. Vše jsem testovat pro čtyři druhy šumové úrovně. Tuto vyhodnocovací metodu jsem testovala na deseti EKG signálech, které neměli žádné nebo minimální abnormality.



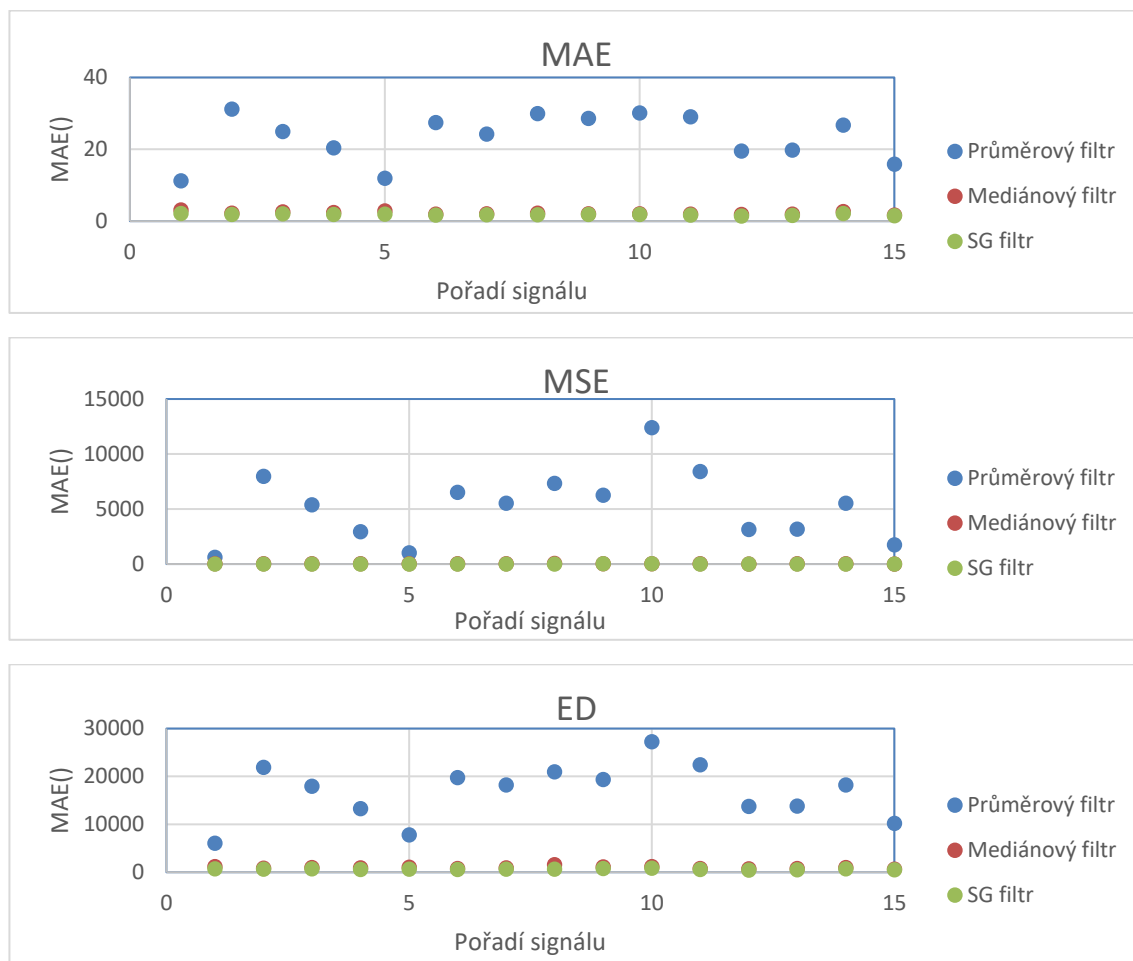
Obrázek 3.18: Detekce QRS komplexu

## 4 Testování

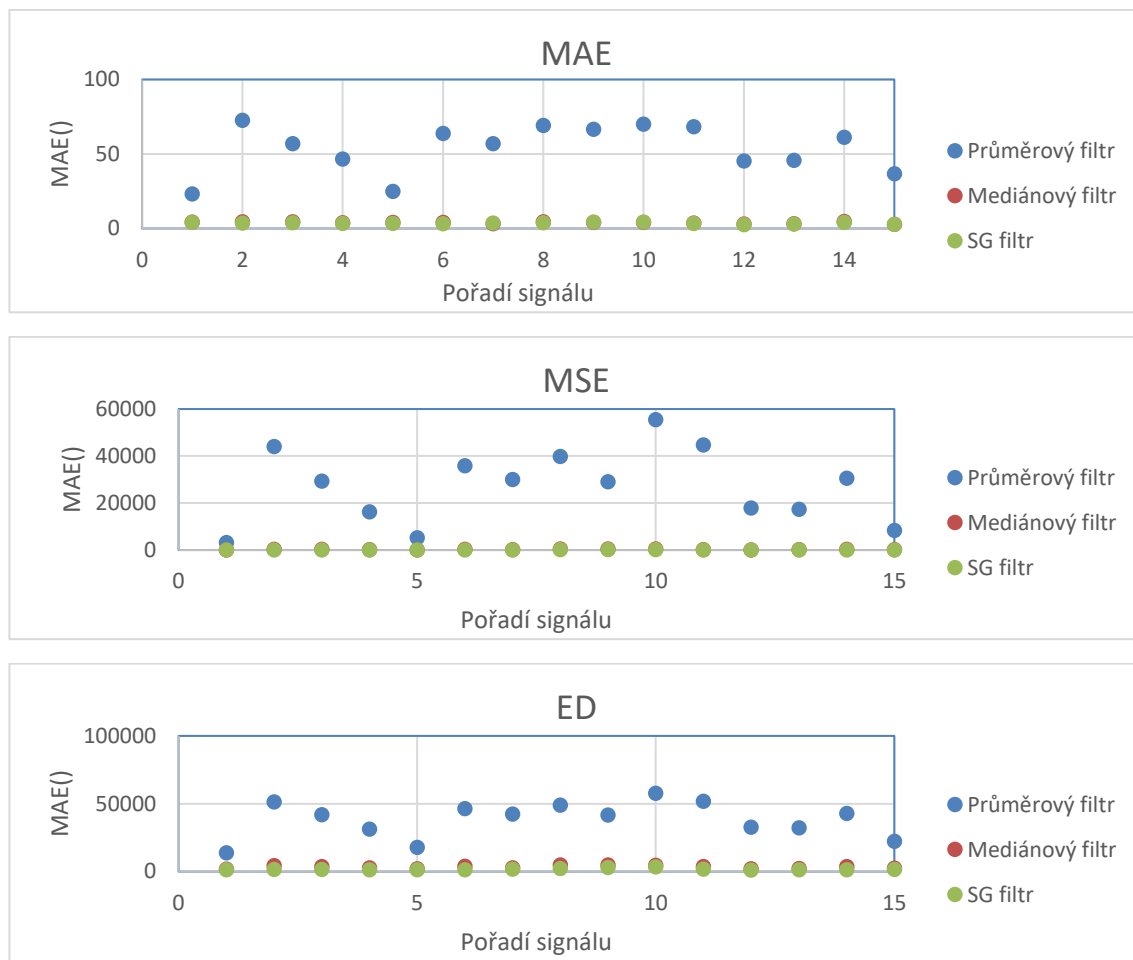
### 4.1 Filtrace

U filtrů jsem testovala závislost účinnosti filtru na velikosti oken a čtyřech úrovních šumu a to 5,10,20 a 40 dB.

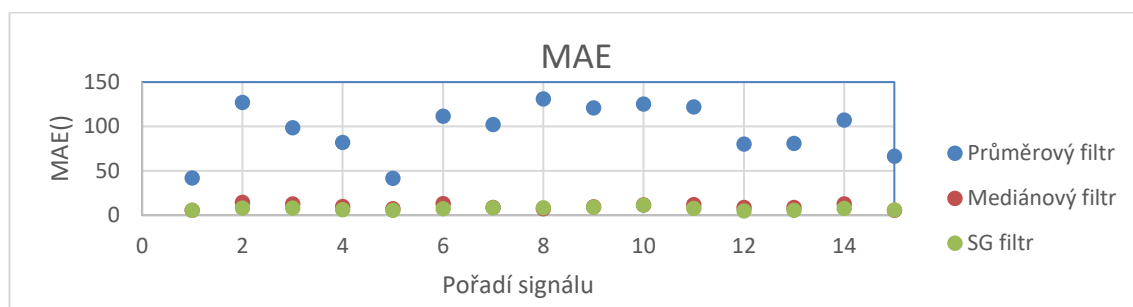
Toto měření jsem prováděla na pěti souborech obsahujících 15 řádků EKG signálů. Z těchto dat jsem pro jednotlivý soubor vypočítala průměrnou hodnotu. Dalších deset signálů je získáno ze serveru PhysioNet. Tyto signály obsahují srdeční arytmie.

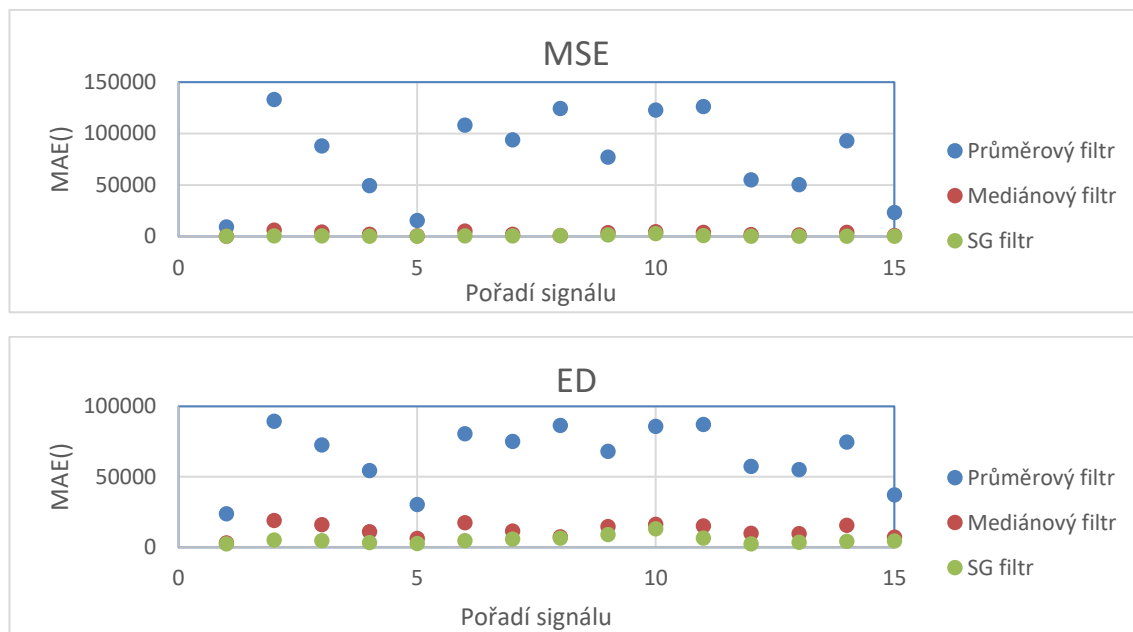


Obrázek 4.1: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna  $n=5$  a šumovou úroveň 5 dB.

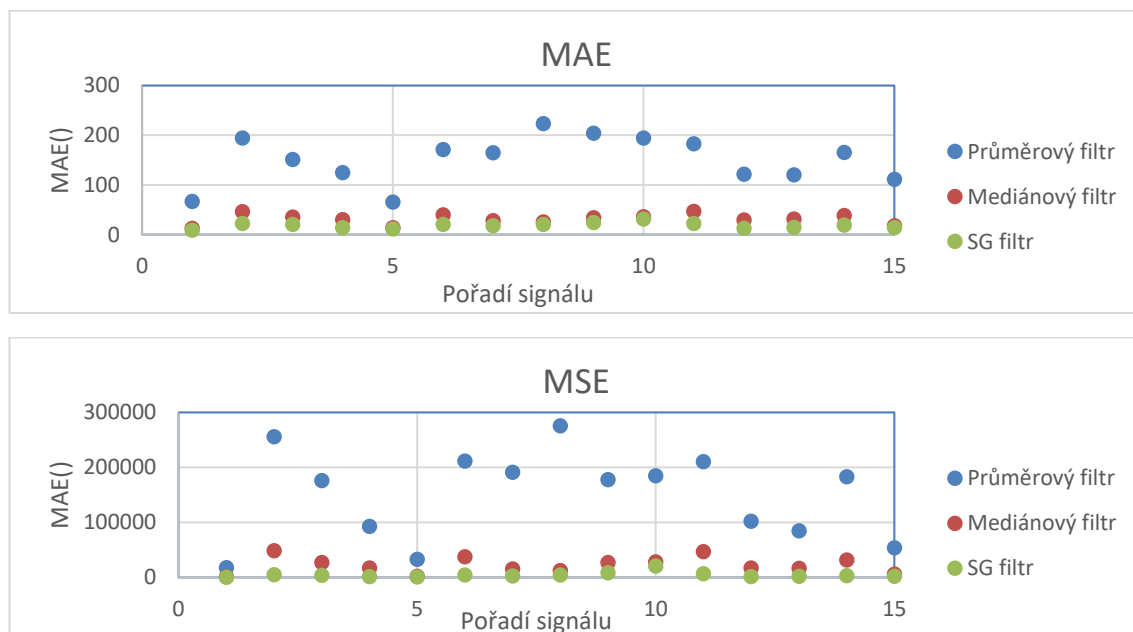


Obrázek 4.2: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna  $n=11$  a šumovou úroveň 5 dB.

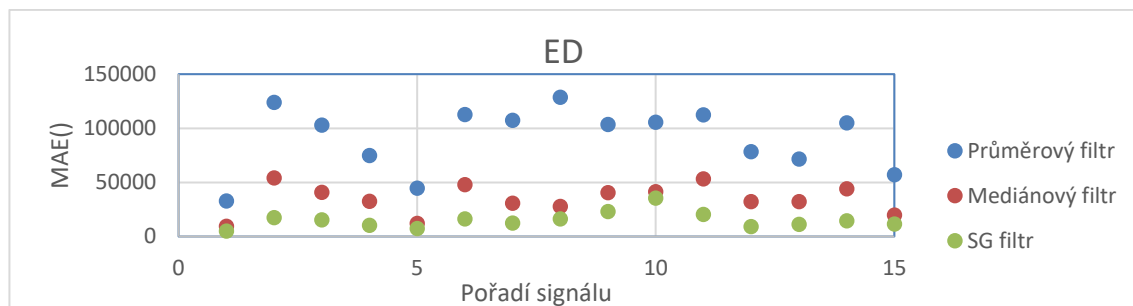




Obrázek 4.3: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna  $n=21$  a šumovou úroveň 5 dB.



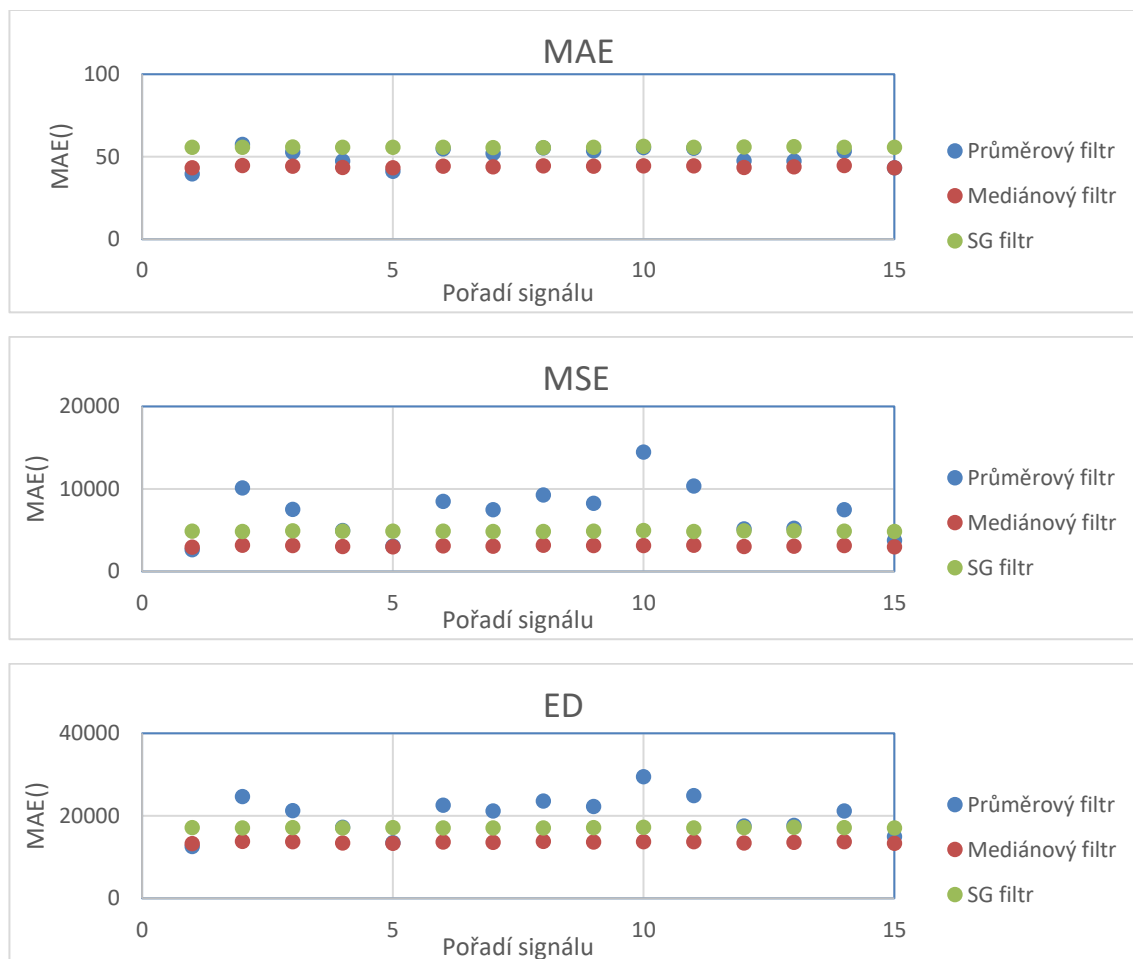




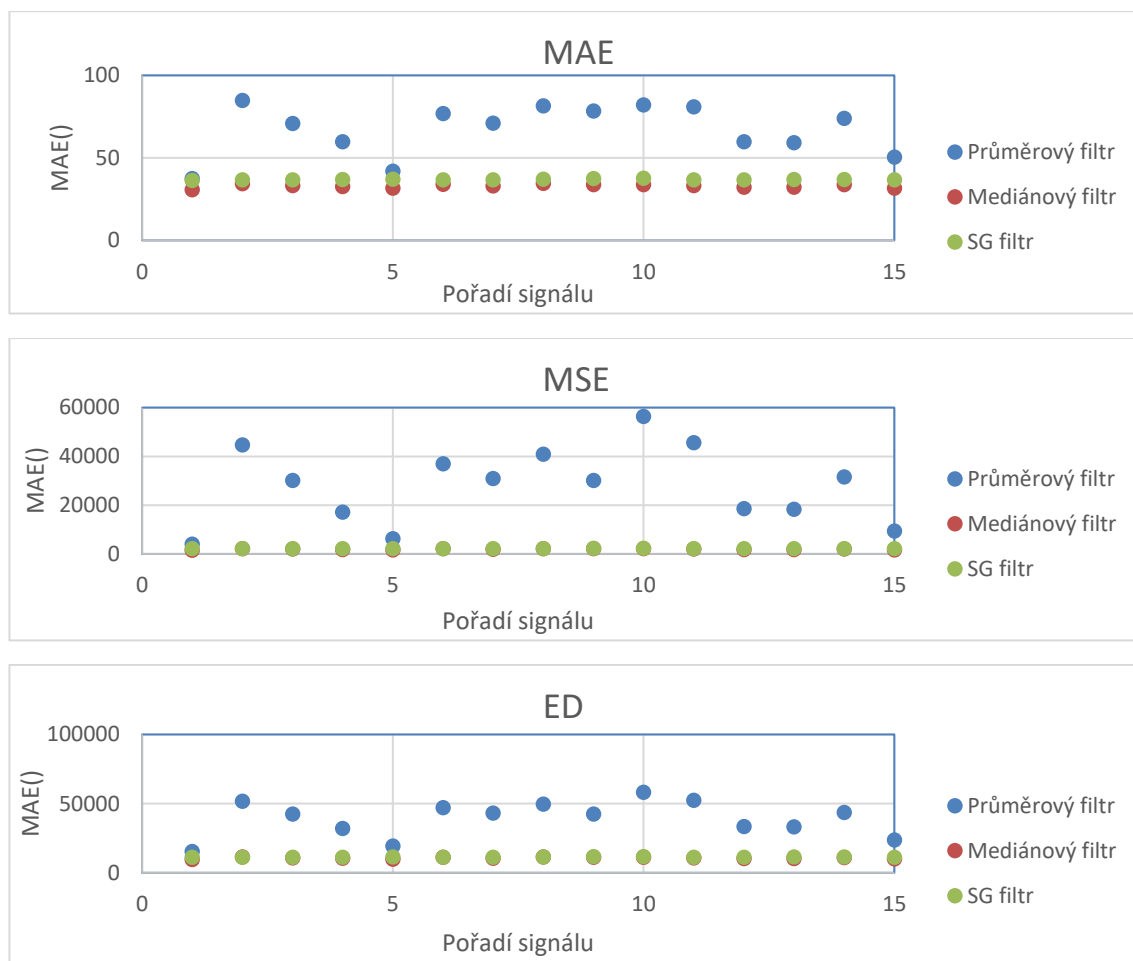
Obrázek 4.4: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna  $n=41$  a šumovou úroveň 5 dB.

Z výsledku je patrné že nejlepší výsledků dosahuje SG filtr. Téměř totožných výsledků dosahuje také mediánový filtr. Nejhorším typem filtru je filtr průměrový. Když srovnám výsledky filtrů v závislosti na velikosti oken můžu říct, že vzrůstající délka okna negativně ovlivňuje efektivitu filtrace, protože započítává více hodnot pro filtraci, a tak je výsledný signál více zkreslen. Průměrový filtr je očekávatelně horší, protože obecně aritmetický průměr je méně robustní než medián

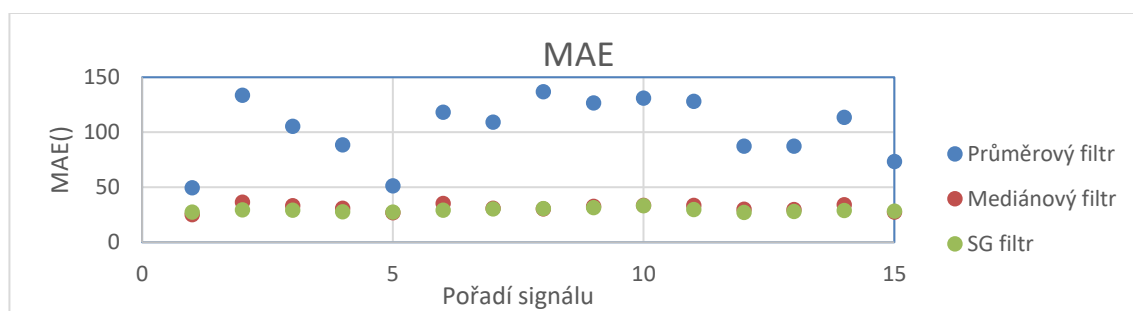
#### Výsledky pro šumovou úroveň 40 dB

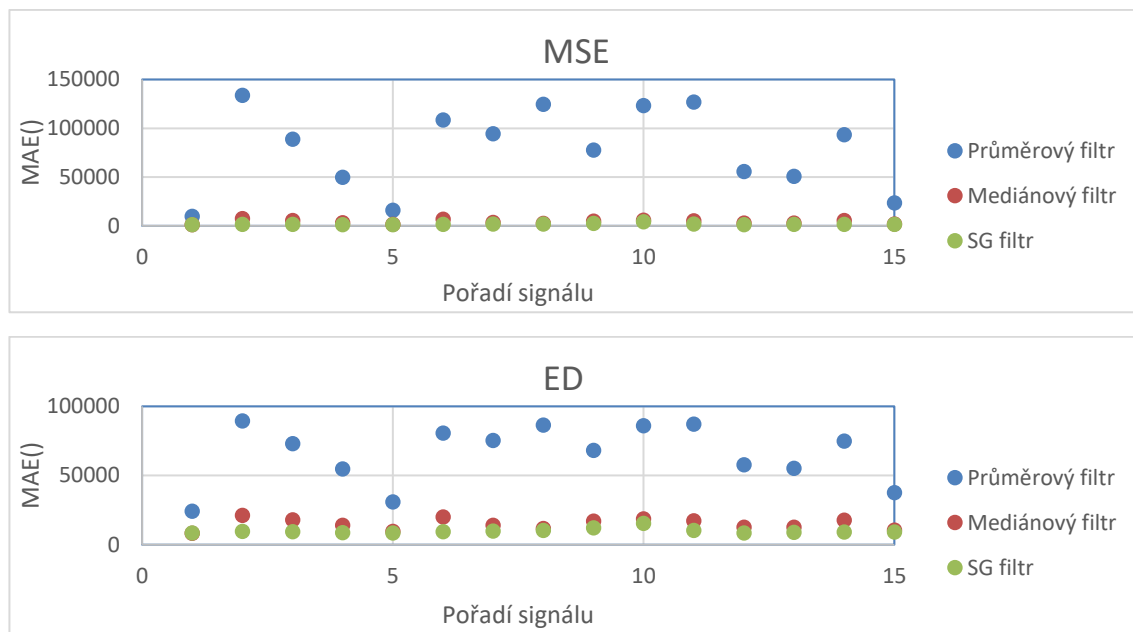


Obrázek 4.5: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna  $n=5$  a šumovou úroveň 40 dB.

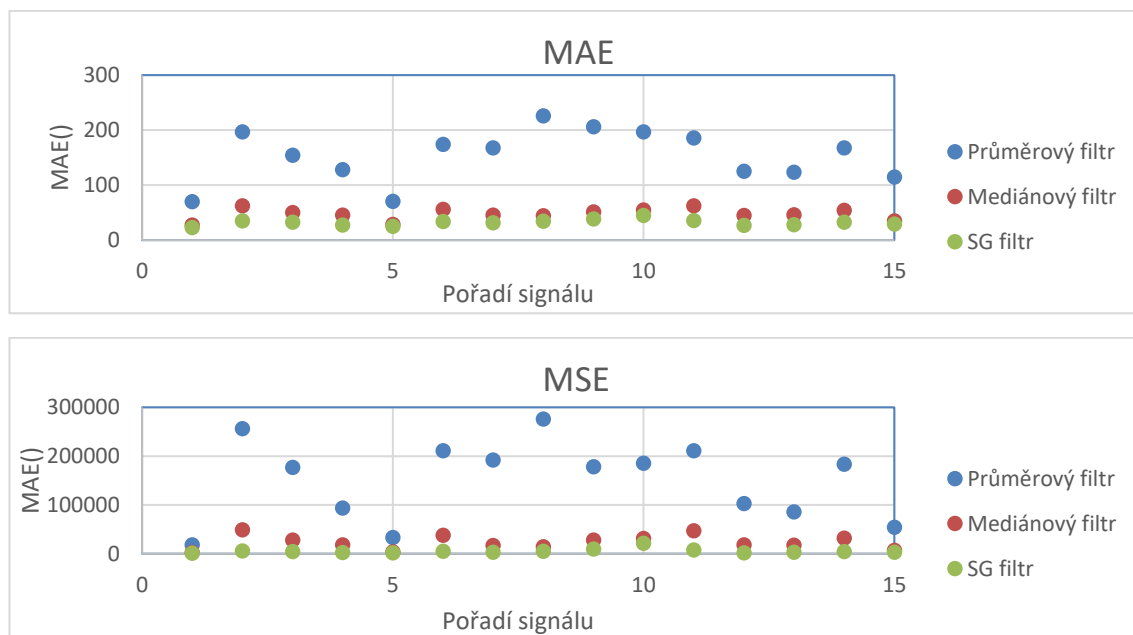


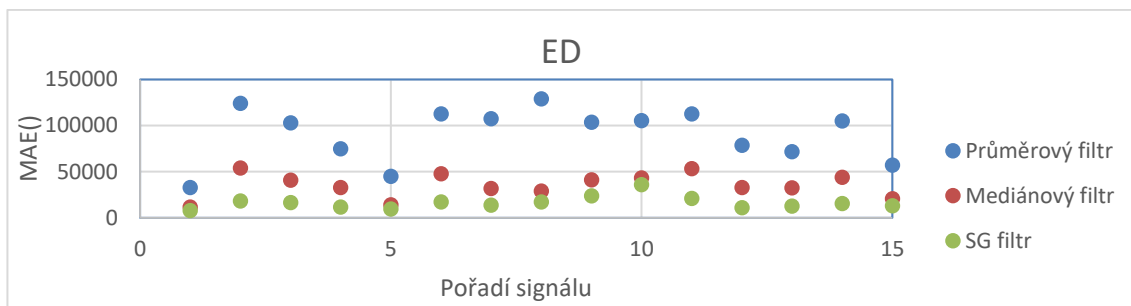
Obrázek 4.6: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna  $n=11$  a šumovou úroveň 40 dB.





Obrázek 4.7: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna  $n=21$  a šumovou úroveň 40 dB.

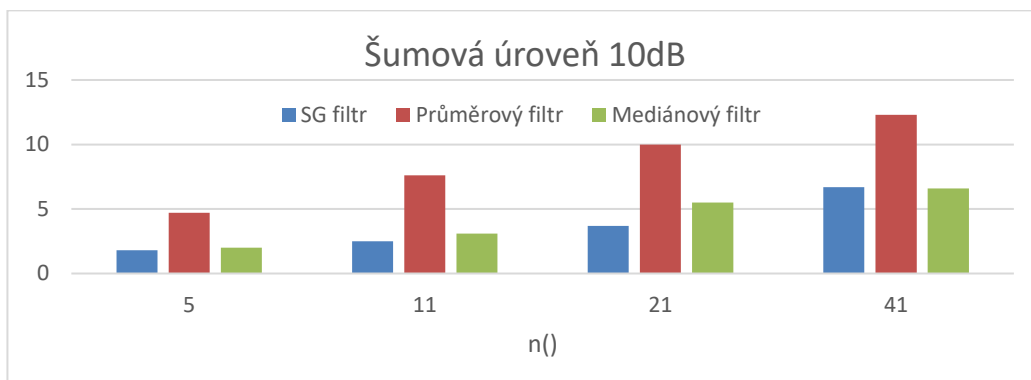
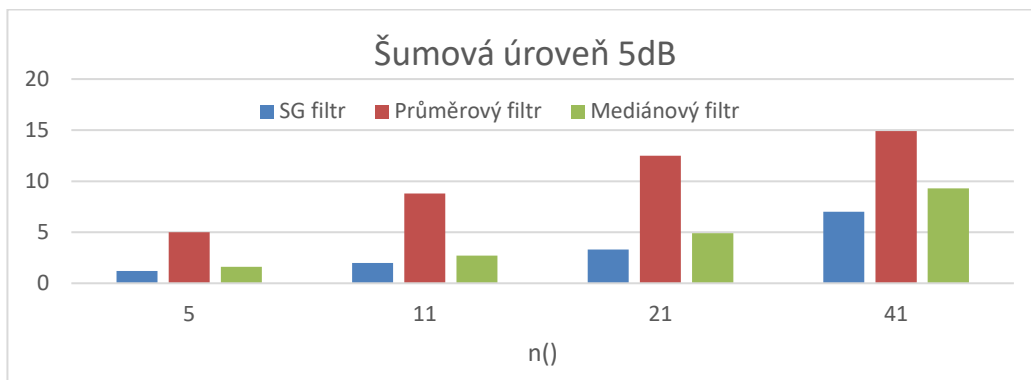


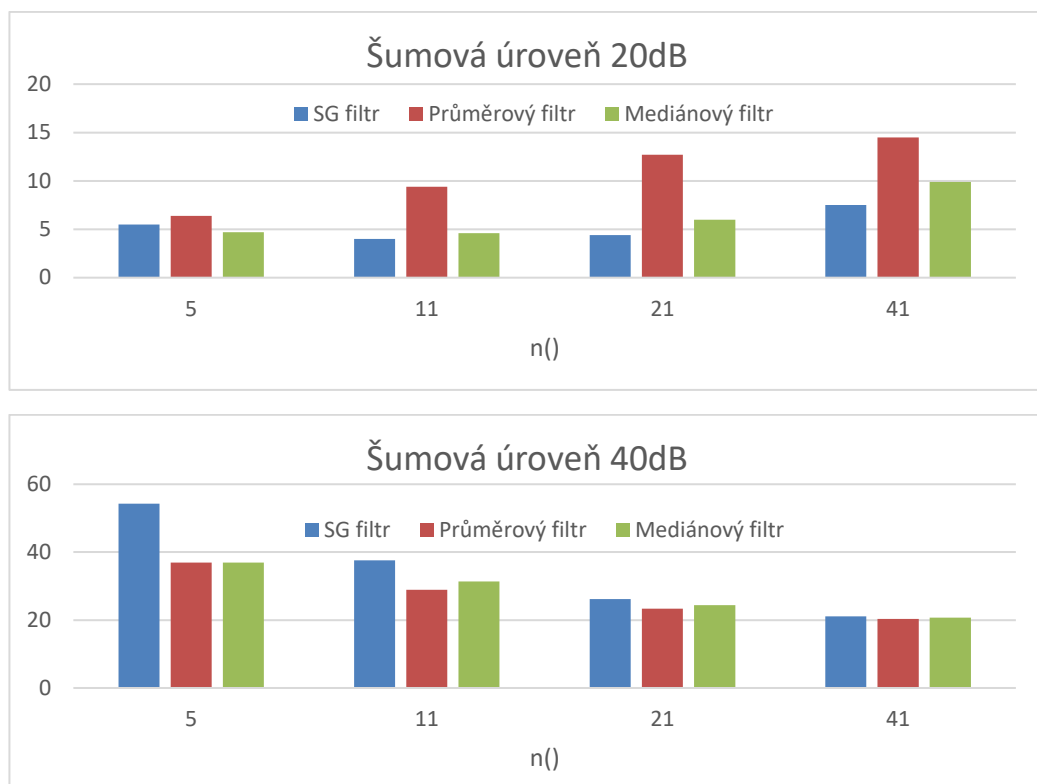


Obrázek 4.8: Výsledky závislosti filtrů na velikosti okna  $n=41$  a šumovou úroveň 40 dB.

Pro šumovou úroveň 40 dB dosahuje nejlepších výsledků SG filtr a mediánový filtr. Ve srovnání s výsledky pro šumovou úroveň 5 dB je patrné že všechny filtry dosahují horších výsledků.

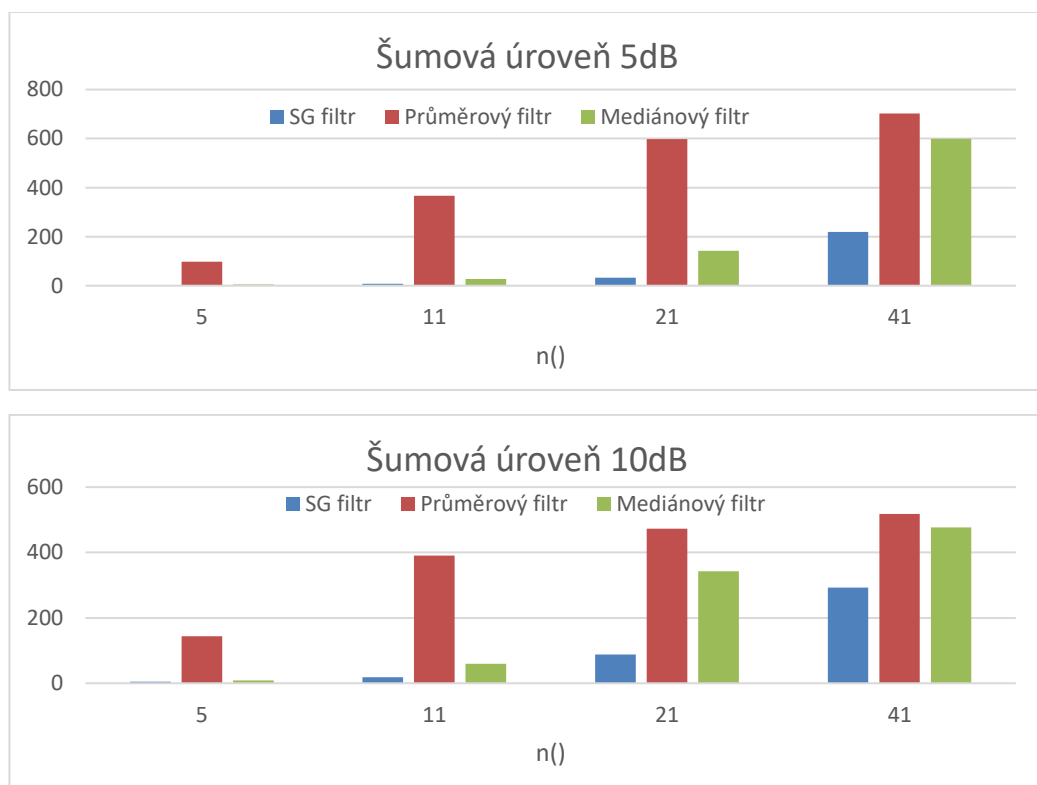
#### Průměrná absolutní chyba

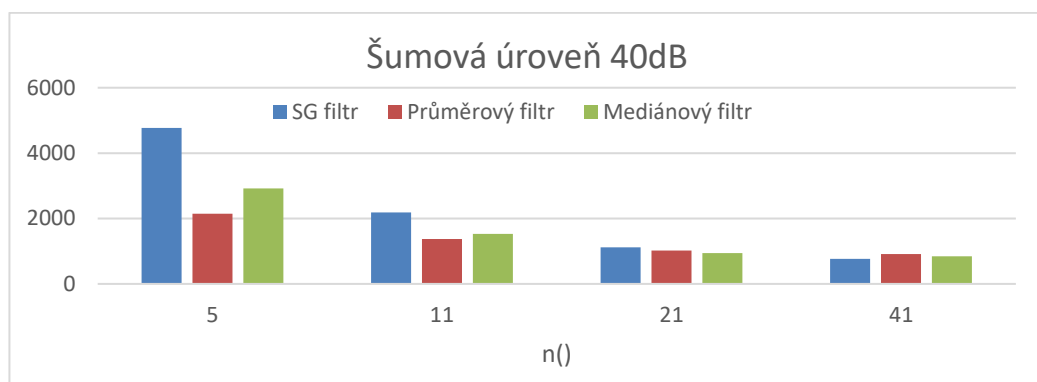
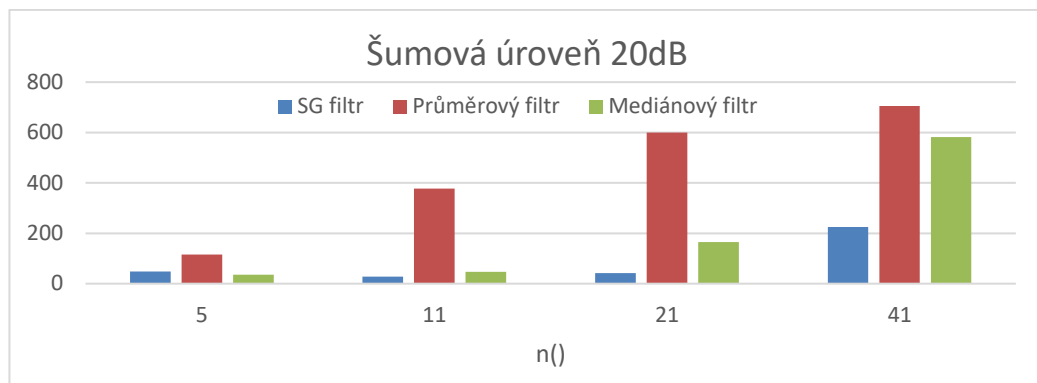




Obrázek 4.9: Účinnost filtrů v závislosti na úrovni šumu pro průměrnou absolutní chybu.

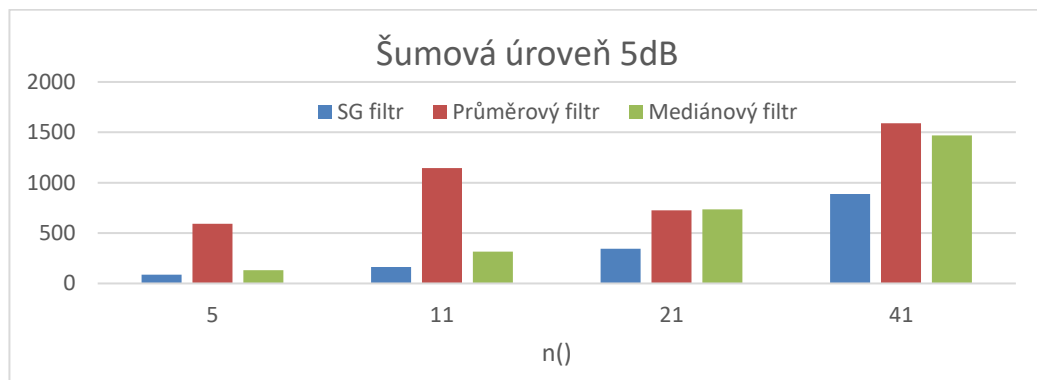
#### Střední kvadratická chyba





Obrázek 3.25: Účinnost filtrů v závislosti na úrovni šumu pro střední kvadratickou chybu.

#### Euklidova vzdálenost

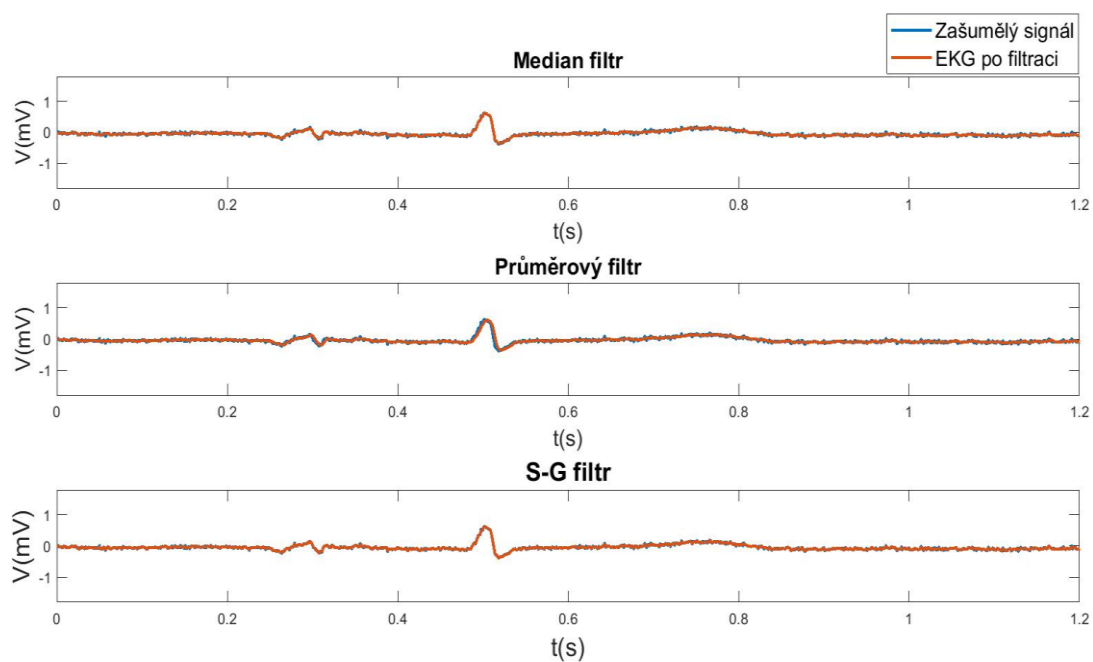




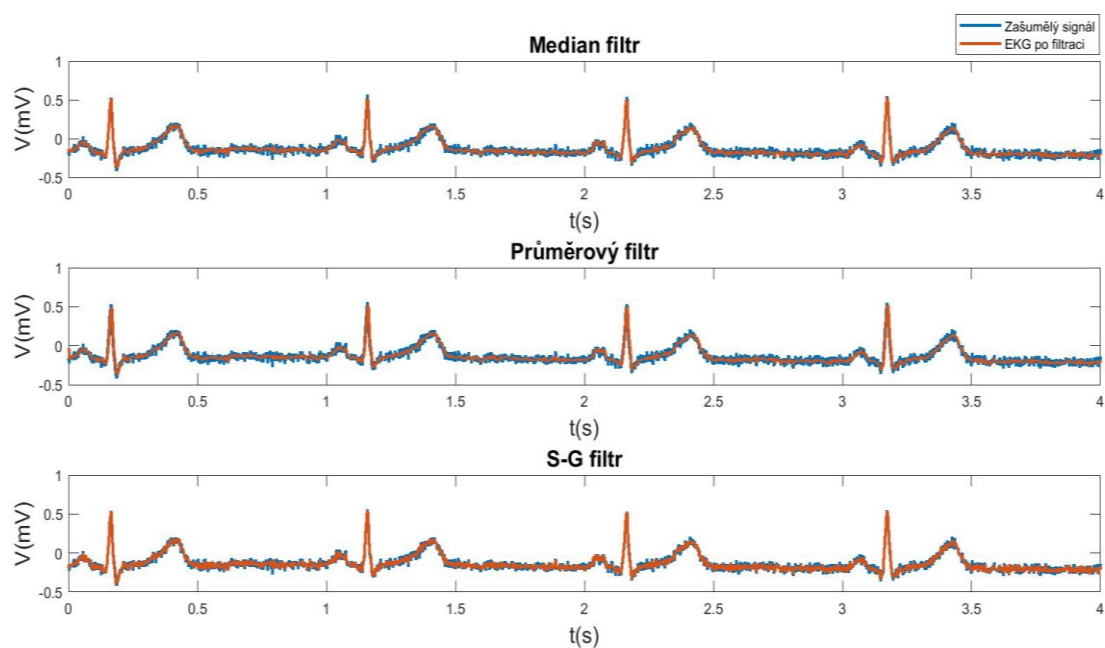
Obrázek 4.10: Účinnost filtrů v závislosti na úrovni šumu pro Euklidovu vzdálenost.

Co se týče závislosti na šumové úrovni je patrné, že pro všechny vyhodnocovací metody vychází výsledky velmi podobně. Pro šumy úrovně 5, 10, 20 dB vykazuje nejlepších výsledků SG filtr a mediánový filtr, a to čím menší okno tím lepší výsledek. Pro šumovou úroveň 10 dB má nejlepší výsledek SG filtr s velikostí okna 11. Pro šumovou úroveň 40 dB u všech vyhodnocovacích metod se jeví jako nejlepší filtr právě průměrový a mediánový filtr, a to čím větší okno tím lepší výsledek.

### Deformace signálu



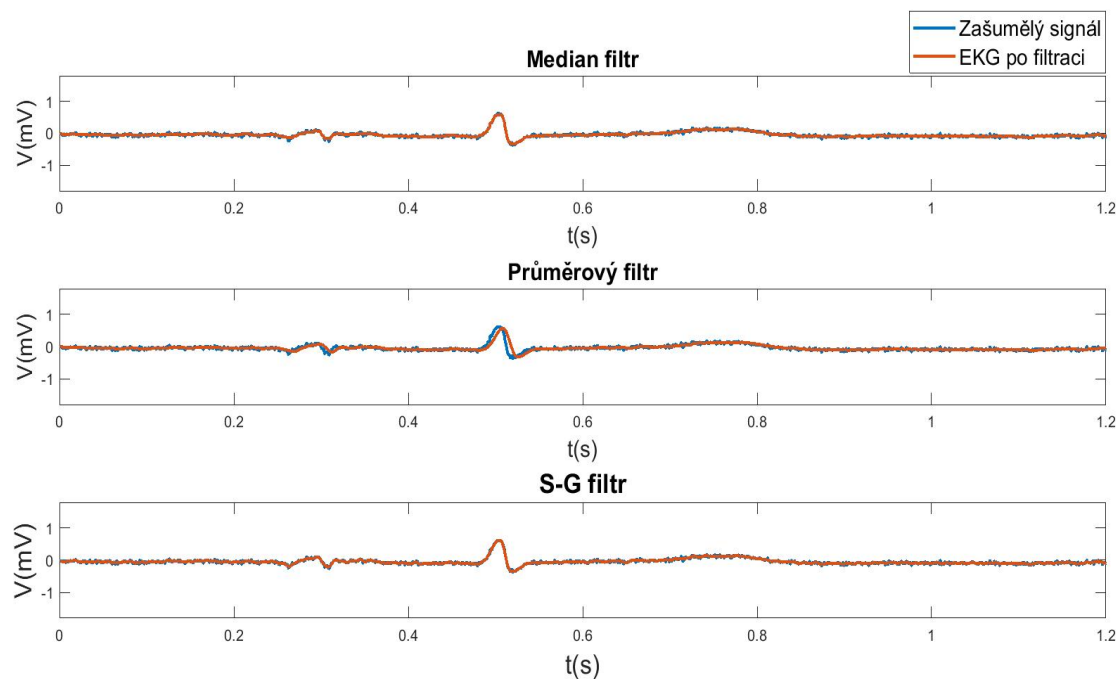
Obrázek 4.11: Deformace signálu pro velikost okna  $n=5$  QRS komplex



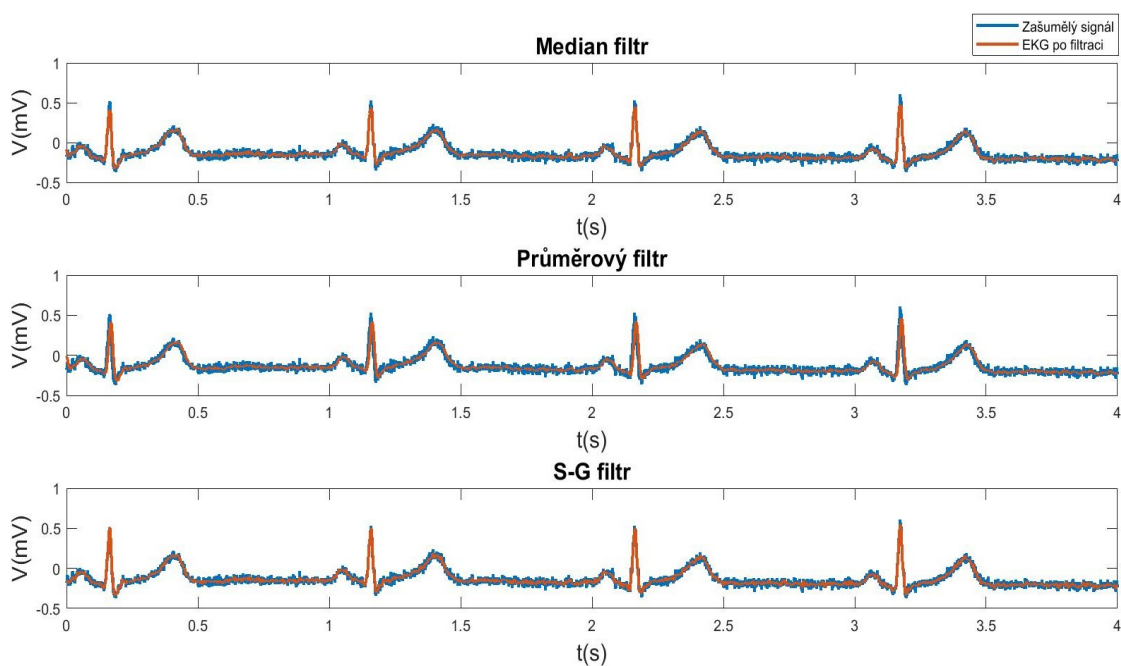
Obrázek 4.12: Deformace signálu pro velikost okna  $n=5$



Pro velikost okna  $n=5$  nelze vidět téměř žádná deformace až na průměrový filtr který signál posouvá mírně doprava.

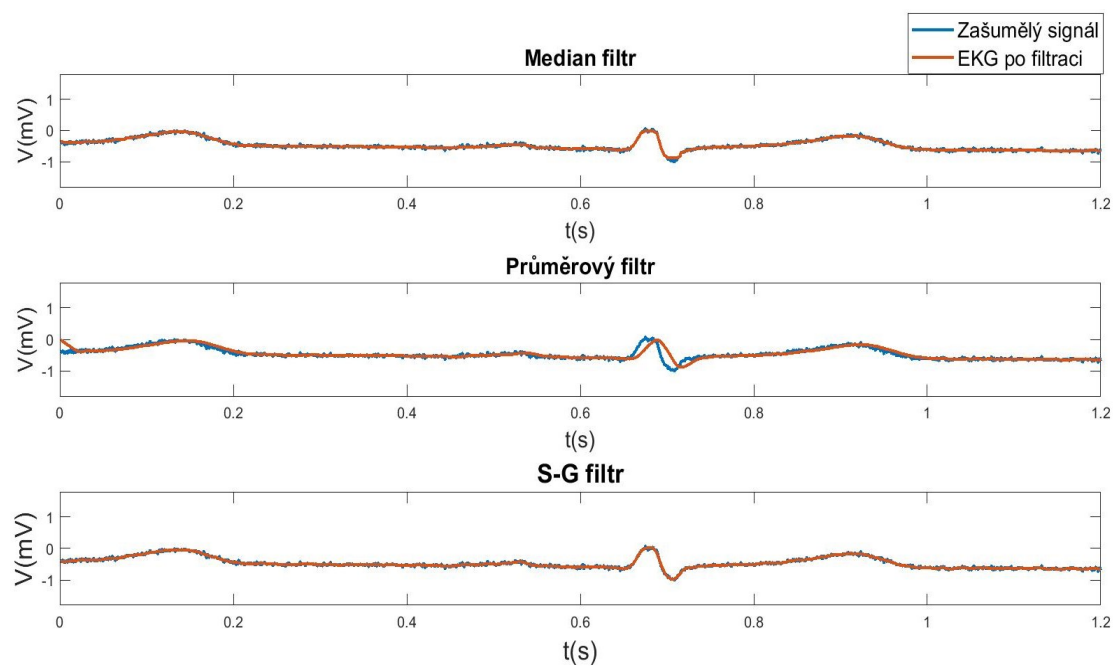


Obrázek 4.13: Deformace signálu pro velikost okna  $n=11$  QRS komplexu

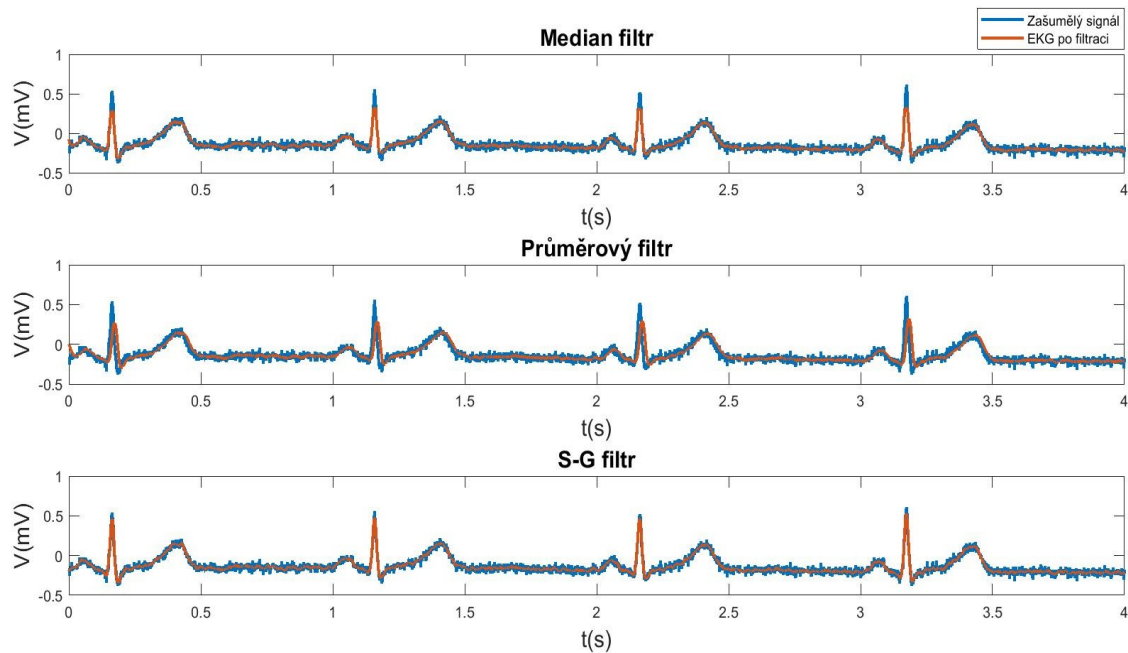


Obrázek 4.14: Deformace signálu pro velikost okna  $n=11$

Pro velikost okna  $n=11$  se signál deformuje pouze u průměrového filtru.

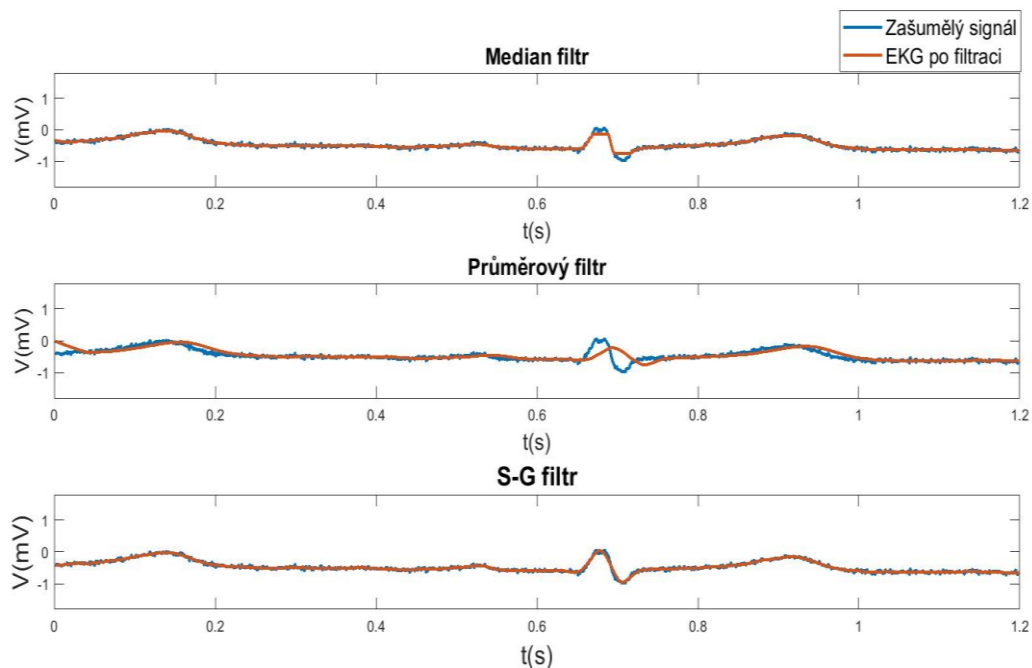


Obrázek 4.15: Deformace signálu pro velikost okna  $n=21$  komplexu QRS

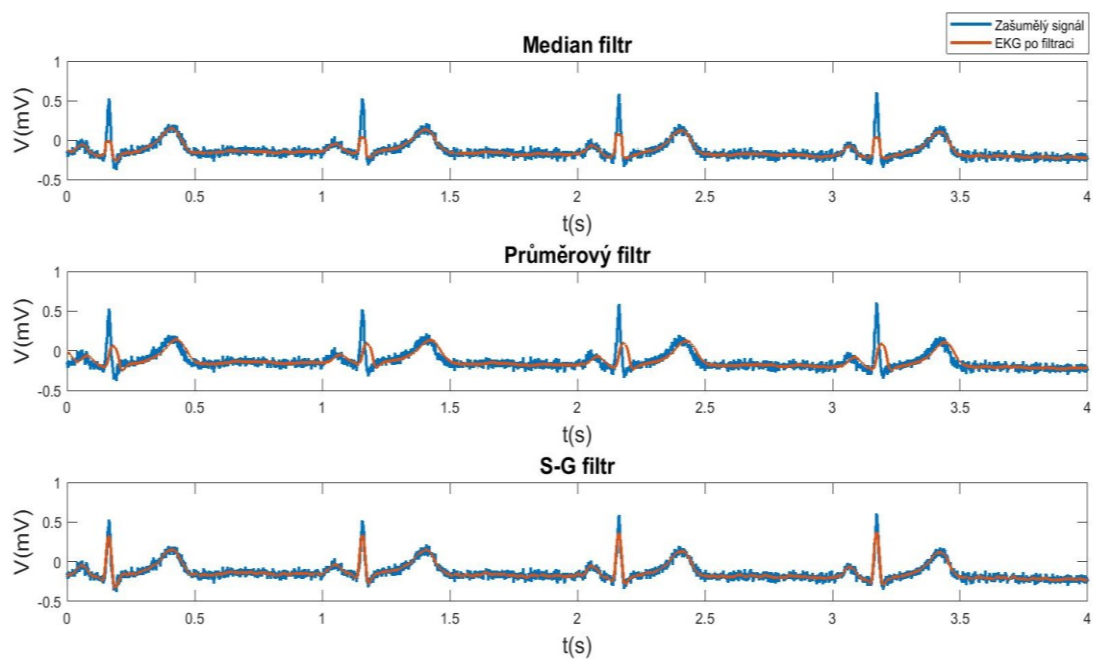


Obrázek 4.16: Deformace signálu pro velikost okna  $n=21$  komplexu QRS

Pro velikost okna  $n=21$  můžeme vidět deformaci jak u průměrového, tak mediánového filtru. U průměrového filtru je patrná deformace z hlediska šířky píku.



Obrázek 4.17: Deformace signálu pro velikost okna  $n=41$  komplexu QRS



Obrázek 4.18: Deformace signálu pro velikost okna  $n=41$

U velikosti okna  $n=41$  vidíme deformaci u všech třech typů filtrů Nejhorší deformaci vykazuje průměrový filtr. Můžeme vidět deformaci výšky i šířky píku. U mediánového filtru vidíme velkou deformaci minim a maxim Šířky píku jsou zachovány. U SG filtru je zachována šířka. Dochází pouze k mírné deformaci výšek píku.

## 4.2 Testování QRS komplexu

Toto testování jsem prováděla jak na signálech s patologií(arytmie), tak i bez. Pro správnou detekci byli použity hodinové záznamy.

*Tabulka 4.1: Testování vlny Q*

	FN	FP	SE	SP
5 dB	10	36	98 %	92 %
10 dB	2	49	100 %	90 %
20 dB	58	51	88 %	91 %
40 dB	324	1	58 %	100 %

*Tabulka 4.2: Testování vlny R*

	FN	FP	SE	SP
5 dB	0	16	100 %	100 %
10 dB	4	45	100 %	100 %
20 dB	5	402	100 %	98 %
40 dB	607	934	97 %	86 %

*Tabulka 4.3: Testování vlny S*

	FN	FP	SE	SP
5 dB	0	1	100 %	100 %
10 dB	8	13	100 %	100 %
20 dB	54	65	100 %	100 %
40 dB	312	1309	99 %	94 %

Z tabulky můžeme vyčíst, že co se týče kvantity detekovaných komplexů nejhorší výsledek má Q vlna, která dosahuje úspěšnosti zhruba 90 %. Vlna R a S jsou detekovány téměř ve sto procentech případů. Pro tuto metodu platí čím větší šumová úroveň tím horší výsledek.

### Evaluace na základě zlatého standardu

Zlatý standard jsem zvolila tak že jsem pro každý komplex určila jeho polohu na ose Y, tedy napětíovou úroveň. Polohu jsem určila u 10 signálů a jejich průměrnou hodnotu zvolila jako zlatý standard. Pro tuto vyhodnocovací metodu jsem použila signály bez patologie. U patologických signálů byla správná detekce komplexu obtížná z hlediska deformace QRS komplexu arytmií.

Zlatým standardem pro vlnu Q je  $y = -0,26$  mV. Pro vlnu R  $y = 0,96$  mV. Vlna S má  $y = -0,85$  mV

*Tabulka 4.4: Testování vlny Q pomocí zlatého standardu*

<b>-0,26</b>	odchylka	Procentuální úspěšnost
5 dB	0,0150	99 %
10 dB	0,0165	99 %
20 dB	0,0185	99 %
40 dB	0,0196	99 %

*Tabulka 4.5: Testování vlny R pomocí zlatého standardu*

<b>0,96</b>	odchylka	Procentuální úspěšnost
5 dB	0,1190	98 %
10 dB	0,1190	98 %
20 dB	0,0925	99 %
40 dB	0,0472	99 %

*Tabulka 4.5: Testování vlny S pomocí zlatého standardu*

<b>-0,85</b>	odchylka	Procentuální úspěšnost
5 dB	0,1150	98 %
10 dB	0,1150	98 %
20 dB	0,0925	99 %
40 dB	0,1075	99 %

Co se týče kvality detekce pomocí zlatého standardu neplatí pravidlo jako u předchozí metody. Výsledky u jednotlivých šumových úrovní jsou téměř totožné. U všech vlny byla detekce téměř sto procentní.

## 5 Laboratorní úloha

Analýza EKG signálu se dělí na filtraci a samotnou analýzu komplexů EKG křivky. Úkolem této laboratorní úlohy je seznámit se metodami sloužící k analýze EKG signálů. Mezi testované filtrační metody patří klouzavý průměrový filtr, mediánový filtr a Savitsky-Golayho filtr. Pro detekci QRS komplexu použijte metodu hledání lokálních a globálních maxim EKG signálu.

### 5.1 Pracovní postup

#### 5.1.1 Postup k bodu č.1

Načítání a vykreslení dat.

- Načtěte data ze souboru. (`lab_data.mat`) . Vzorkovací frekvence signálu je 1kHz
- Zobrazte data s časovou horizontální osou a napětíovou vertikální osou.

#### 5.1.2 Postup k bodu č.2

Korekce izolinie.

- Korekci izolinie proveďte u načteného signálu pomocí polynomiálního proložení 6. řádu. Použijte funkci `polyfit` a `polyval`

#### 5.1.3 Postup k bodu č.3

Generátor Gaussovského šumu

- Vytvořte generátor pro tvorbu Gaussovského šumu pomocí funkce `noise = wgn(length(ecg_data),sum_uroven)` . Nastavte tři úrovně šumu (5,20,40 dB)

#### 5.1.4 Postup k bodu č.4

Filtrační metody

- SG filtr pomocí funkce `xFiltSg`
- Mediánový filtr pomocí funkce `xFiltMedian`
- Průměrový filtr pomocí funkce `xFiltMean`
- Velikost oken (5,11,21,41)

#### 5.1.5 Postup k bodu č.5

Evaluace pomocí střední kvadratické chyby

- Pomocí střední kvadratické chyby  $mse$  určete účinnost jednotlivých filtrů v závislosti na úrovni šumu a velikosti okna

### 5.1.6 Postup k bodu č.6

Detekce QRS komplexu

- Pomocí funkce `findpeaks` nalezněte:
- vlnu Q v oblasti od -0,2 až -0,5 mV
- R v oblasti na 0,5 mV
- S v oblasti větší než -0,5mV

### 5.1.7 Postup k bodu č.7

Detekce QRS komplexu

- Pomocí funkce `findpeaks` nalezněte:
- vlnu Q v oblasti od -0,2 až -0,5 mV
- R v oblasti na 0,5 mV
- S v oblasti větší než -0,5mV

### 5.1.8 Postup k bodu č.8

Vyhodnocení detekce QRS komplexu

- Na originálním signálu určete pomocí kurzorů polohu QRS komplexu
- Srovnajte je s výsledky metody detekce QRS komplexů

## 5.2 Výsledky

### 5.2.1 Proved'te vizualizaci signálu:

### 5.2.2 Detekce QRS komplexu

Doplňte následující tabulku:

*Tabulka 5.1: Testování filtračních metod 5 dB*

Velikost okna	Mediánový filtr	SG filtr	Průměrový filtr
5			
11			
21			
41			



Tabulka 5.2: Testování filtračních metod 40 dB

Velikost okna	Mediánový filtr	SG filtr	Průměrový filtr
5			
11			
21			
41			

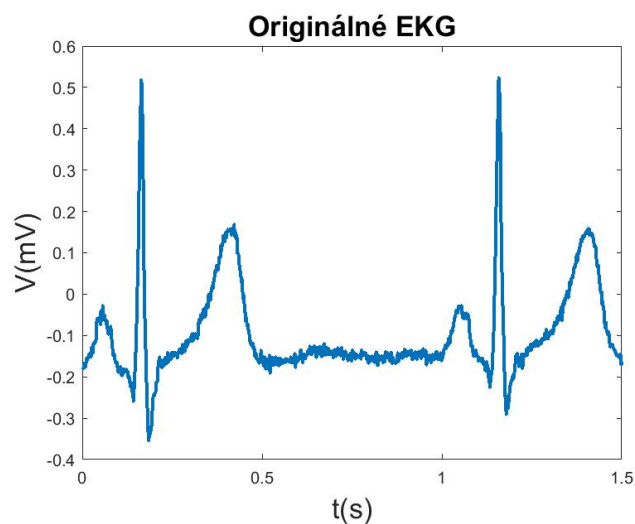
Tabulka 5.3: Detekce QRS komplexu

Q	Y pomocí kurzoru	Y pomocí detekční metody	Odchylka
5 dB			
40 dB			
R	Y pomocí kurzoru	Y pomocí detekční metody	Odchylka
5 dB			
40 dB			
S	Y pomocí kurzoru	Y pomocí detekční metody	Odchylka
5 dB			
40 dB			

Závěr: (Doplň student)

## Podklady s výsledky pro vyučujícího

### 5.2.3 Proved'te vizualizaci signálu:



Obrázek 5.1: Originální EKG laboratorní úloha

### 5.2.1 Detekce QRS komplexu

Doplňte následující tabulku:

Tabulka 5.4: Testování filtračních metod 5 dB

Velikost okna	Mediánový filtr	SG filtr	Průměrový filtr
5	24,5	7,1	373,1
11	24,5	29,7	1785,9
21	1343,9	71,5	4724,2
41	2470,0	376,4	7477,6

Tabulka 5.5: Testování filtračních metod 40 dB

Velikost okna	Mediánový filtr	SG filtr	Průměrový filtr
5	3055,6	4826,4	2355,3
11	1481,7	2099,9	2661,8
21	5171,9	1159,2	5171,9
41	2920,0	928,4	7735,3

Tabulka 5.6: Detekce QRS komplexu

Q	Y pomocí kurzoru	Y pomocí detekční metody	Odchylka
5 dB	-0,163	-0,165	0,002
40 dB	-0,163	-0,165	0,002
R	Y pomocí kurzoru	Y pomocí detekční metody	Odchylka
5 dB	0,587	0,583	0,004
40 dB	0,587	0,584	0,005
S	Y pomocí kurzoru	Y pomocí detekční metody	Odchylka
5 dB	-0,259	-0,259	0
40 dB	-0,259	-0,259	0

## 6 Závěr

Cílem této práce bylo nastudovat a shrnout metody filtrace a detekce QRS komplexu.

Co se týče filtrace EKG signálu byly navrženy tři metody, které jsem srovnávala z hlediska účinnosti jak pro různé parametry okna, tak jejich účinnosti pro čtyři úrovně šumu. Pro různorodost výsledků bylo použito jak záznamů bez patologií, tak EKG signálu s arytmií.

Filtrační metody byly vyhodnocovány třemi metodami, a to střední kvadratickou chybou, průměrnou absolutní chybou a Euklidovou vzdáleností. Všechny metody dosahovaly téměř totožných výsledků. Jako nejlepší metodou pro filtraci zašuměného signálu se zdá SG filtr. Podobných výsledků dosahuje také mediánový filtr. Tyto dva typy bych však doporučila pro signály, které mají spíše nízkou šumovou úroveň. Co se týče velikosti oken pro tyto dva druhy filtrů je vhodnější použít okno menších velikostí. Pro signál s vysokou šumovou úrovní je lepší použít průměrový filtr s větší velikostí okna. K samotné deformaci signálu dochází spíše u vyšší šumové úrovně. Nejlepších výsledků tu opět dosahuje SG filtr.

Dalším krokem byla samotná detekce QRS komplexů. Tuto detekci jsem prováděla na signálech s minimální patologií. U signálů, které obsahovali patologie byl v této metody problém z hlediska velkého zkreslené QRS komplexu. U této metody jsme hodnotila jak četnost detekce QRS komplexu, tak přesnou lokalizaci jednotlivých vln. Komplex QRS jsem detekovala na zašuměném signálu, který byl vyfiltrován SG filtrem, který jsem zvolila jako filtr s nejlepšími výsledky.

Co se týče četnosti detekovaných QRS kompletů na základě šumové úrovně u všech komplexů platilo pravidlo čím větší šumová úroveň tím horší výsledek. Nejhůře detekovatelnou vlnou je vlna Q, která dosahuje úspěšné detekce 90 %. Další je vlna R, která dosahuje úspěšnosti detekce 96 %. Nejlépe detekovatelná je vlna, S která dosahuje úspěšnosti 99 %.

Z hlediska lokalizace jednotlivých komplexů můžu říct, že neplatí pravidlo čím větší šumová úroveň tím horší výsledek. U všech komplexů byla lokalizace určena na 99 %.

Na závěr jsem vytvořila laboratorní úlohu zabývající se tímto tématem a dosaženými výsledky.

Tato práce by se dala rozšířit další metodou detekce QRS komplexu která by byla vhodná pro aplikaci na patologické EKG. Dalším postupem by mohla být také metoda pro lokalizaci ostatních komplexu EKG křivky jako vlny P a T.

## Použitá literatura

- [1] PENHAKER, Marek. Lékařské diagnostické přístroje: učební texty. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-716-9153-4.
- [3] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [4] AUGUSTYNEK, Martin, Ondřej ADAMEC a Marek PENHAKER. *Přístrojová zdravotnická technika I*. Vyd. 1. čes. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2010. ISBN 978-80-248-2364-5.
- [5] Analýza EKG signálu [online]. Plzeň, 2017 [cit. 7683]. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni Fakulta aplikovaných věd Katedra informatiky a výpočetní techniky.
- [6] RANI, Seema, Amanpreet KAUR a J.S. UBHI. Comparative study of FIR and IIR filters for the removal of Baseline noises from ECG signal. *International Journal of Computer Science and Information Technologies* [online]. 2011, (3) [cit. 2018-12-07]. ISSN 097-9646.
- [7] Digital Signal Processing. Pyageng [online]. 2016 [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: <http://pyageng.mpastell.com/book/dsp.html>
- [8] HAMPL, Lukáš. *Číslicová filtrace – Výuková simulace*. Brno, 2016. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Soňa Šedivá, Ph.D.
- [9] AHMAD, Imteyaz, F ANSARI a U.K. DEY. Power line interference noise removal in ECG-A Comparative study. *International Journal on Computer Science and Engineering* [online]. 7 [cit. 2018-12-22]. ISSN 0975-3397.
- [10] LOVIŠKA, David. *Detekce QRS komplexu s využitím vlnové transformace*. Brno, 2010. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Lukáš Smital.
- [11] CHAVAN, MAHESH S., R.A. AGARWALA a M.D. UPLANE. Digital Elliptic Filter Application For Noise Reduction In ECG Signal [online]. 2005 [cit. 2018-12-07].
- [12] KÖHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. QRS Detection Using Zero Crossing Counts. *Progress in Biomedical Research* [online]. 8(2) [cit. 2018-12-22].
- [13] VAGADIYA, Bhavesh D., Shivakrishna DASI a Viral BHATT. QRS Wave Detection In Matlab Using Wavelet Transform. *International Journal of Engineering Research & Technology* [online]. 2013, 8(2) [cit. 2018-12-22]. ISSN 2278-0181.

## Seznam příloh

Příloha A:	Naměřené hodnoty u filtračních metod .....	XXIV
Příloha B:	Hodnoty detekce QRS komplexu .....	XXIV

Součástí BP je CD.

2019\_NAJ0031\_BP.pdf

Detektor\_QRS.m

ECG\_Noise\_Analysis.m

Data

Data\_Detekce QRS

Data\_filttrace

Data\_lab

---

Příloha A: Naměřené hodnoty u filtračních metod

Tabulka A.1: *MAE Průměrový filtr 5 dB*

Vzorek	5	11	21	41
s0491	11,2	23,2	42,0	66,9
s0496	31,2	72,6	127,1	194,4
s0499	24,9	56,9	98,6	151,3
s502	20,4	46,4	81,9	125,1
s551	11,9	24,9	41,7	65,61
100	27,5	63,7	111,4	171,1
101	24,3	56,7	102,3	165,0
102	29,8	69,2	131,0	223,3
103	28,6	66,5	120,8	204,1
104	30,1	69,9	125,3	194,3
105	29,1	68,3	122,1	183,1
106	19,5	45,3	80,0	121,8
107	19,7	45,7	81,0	120,2
108	26,7	61,2	107,3	165,2
109	15,8	36,5	66,5	111,5

Tabulka A.2: *MSE Průměrový filtr 5 dB*

Vzorek	5	11	21	41
s0491	6076,4	3142,6	9360,0	17836,8
s0496	21868,8	43983,2	133007,40	255832,1
s0499	17973,1	29298,6	87918,79	176284,8
s502	13299,0	16239,3	49205,2	92764,2
s551	7774,3	5224,23	15388,5	33100,9
100	19785,2	35855,0	108125,8	211590,7

---

<b>101</b>	18212,7	30041,6	93769,5	191432,6
<b>102</b>	20982,7	39753,0	124428,3	275654,5
<b>103</b>	19352,9	29055,5	77056,40	178162,0
<b>104</b>	27270,7	55403,6	122741,6	185133,6
<b>105</b>	22436,7	44692,9	126197,0	210676,0
<b>106</b>	13746,7	17793,1	54947,6	102260,9
<b>107</b>	13805,1	17300,6	50441,4	85134,2
<b>108</b>	18192,9	30500,0	92927,2	183016,1
<b>109</b>	10218,3	8368,8	23141,4	53860,3

Tabulka A.3: *ED Průměrový filtr 5 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	7054,4	13731,7	23698,2	32714,0
<b>s0496</b>	21876,8	51371,1	89333,3	123894,8
<b>s0499</b>	17453,1	41927,5	72630,0	102844,9
<b>s502</b>	14899,0	31214,7	54335,2	74604,6
<b>s551</b>	7764,3	17704,6	30386,0	44565,1
<b>100</b>	19785,2	46382,1	80545,3	112674,0
<b>101</b>	18212,7	42455,8	75007,8	107172,5
<b>102</b>	20982,7	48838,3	86404,2	128605,1
<b>103</b>	19352,9	41753,2	67995,4	103391,1
<b>104</b>	27270,7	57656,0	85816,63	105394,5
<b>105</b>	22436,7	51783,9	87016,2	112430,2
<b>106</b>	13746,7	32673,9	57418,2	78330,4
<b>107</b>	13805,1	32218,6	55013,5	71470,6
<b>108</b>	18192,9	42778,5	74670,1	104790,1
<b>109</b>	10218,3	22408,2	37262,4	56847,3



Tabulka A.4: *MAE Mediánový filtr 5 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	3,1	4,1	5,4	12,7
<b>s0496</b>	2,1	4,3	14,6	46,3
<b>s0499</b>	2,5	4,4	12,5	35,4
<b>s502</b>	2,3	3,7	9,8	30,27
<b>s551</b>	2,8	3,9	7,2	13,9
<b>100</b>	1,9	3,9	12,9	40,1
<b>101</b>	1,9	3,1	8,8	28,1
<b>102</b>	2,2	4,5	7,1	25,9
<b>103</b>	2,0	4,0	9,5	33,8
<b>104</b>	2,0	4,0	11,5	35,7
<b>105</b>	4,5	3,6	11,8	47,1
<b>106</b>	8,7	2,8	8,6	29,5
<b>107</b>	9,1	3,1	8,9	31,5
<b>108</b>	2,3	4,5	12,7	38,3
<b>109</b>	1,6	2,6	5,5	18,1

Tabulka A.5: *MSE Mediánový filtr 5 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	25,8	55,9	153,8	1464,5
<b>s0496</b>	102,7	305,7	6042,7	48680
<b>s0499</b>	284,9	220,5	4284,9	27446,8
<b>s502</b>	94,4	118,1	2014,4	17446,2
<b>s551</b>	52,3	63,0	652,3	2440,1
<b>100</b>	123,2	257,2	5120,2	37911,5

---

<b>101</b>	82,5	128,8	2212,5	15611,5
<b>102</b>	42,8	398,1	942,8	12651,6
<b>103</b>	3577,9	400,2	3577,9	27284
<b>104</b>	168,7	359,3	4468,7	28530,6
<b>105</b>	96,5	211,6	3796,5	47216,8
<b>106</b>	43,1	71,7	1613,1	17324,6
<b>107</b>	75,8	80,3	1575,8	17057,9
<b>108</b>	23,2	213,9	4023,2	32043,1
<b>109</b>	68,9	105,3	868,9	6387,1

Tabulka A.6: *ED Mediánový filtr 5 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	1167,3	1832,1	3038,0	9374,1
<b>s0496</b>	870,0	4283,2	19041,0	54044,4
<b>s0499</b>	956,0	3638,0	16034,2	40580,9
<b>s502</b>	881,3	2662,7	0993,8	32353,9
<b>s551</b>	1022,8	1944,8	6256,2	12099,9
<b>100</b>	764,1	3929,0	17527,4	47693,7
<b>101</b>	880,0	2780,0	11521,8	30605,4
<b>102</b>	1579,8	4887,9	7521,45	27551,7
<b>103</b>	1090,7	4900,6	14651,9	40460,3
<b>104</b>	1160,9	4643,2	16374,5	41374,3
<b>105</b>	805,9	3563,3	15092,8	53226,0
<b>106</b>	709,3	2075,1	9838,1	32240,9
<b>107</b>	764,7	2195,7	9723,6	31991,8
<b>108</b>	990,1	3583,2	15536,8	43847,3
<b>109</b>	608,7	2513,8	7220,5	19576,2

Tabulka A.7: *MAE SG filtr 5 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	2,1	3,9	5,6	9,0
<b>s0496</b>	1,8	3,5	8,1	22,4
<b>s0499</b>	2,0	3,7	7,8	20,2
<b>s502</b>	1,8	3,3	6,0	14,1
<b>s551</b>	5,9	3,4	5,5	11,1
<b>100</b>	1,6	3,0	7,3	20,6
<b>101</b>	1,7	3,5	8,2	17,7
<b>102</b>	5,71	3,7	8,5	20,6
<b>103</b>	1,8	4,1	9,1	24,6
<b>104</b>	1,8	4,3	11,1	31,2
<b>105</b>	3,6	3,3	7,7	22,1
<b>106</b>	2,4	2,4	4,6	12,9
<b>107</b>	1,5	2,9	5,6	14,5
<b>108</b>	2,1	3,9	7,6	19,5
<b>109</b>	1,5	2,7	5,6	14,2

Tabulka A.8: *MSE SG filtr 5 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	12,6	29,57	94,3	385,1
<b>s0496</b>	3,9	35,2	436,3	5036,7
<b>s0499</b>	8,0	35,8	360,6	3959,6
<b>s502</b>	6,4	23,6	175,0	1721,2
<b>s551</b>	3,5	24,09	118,6	912,9
<b>100</b>	13,4	28,3	375,0	4402,9

---

<b>101</b>	56,7	55,7	549,9	2587,1
<b>102</b>	32,7	77,3	711,3	4311,6
<b>103</b>	21,3	142,2	1374,0	8785,2
<b>104</b>	66,8	195,0	2834,4	20964,3
<b>105</b>	79,0	48,6	686,7	6867,3
<b>106</b>	21,0	15,4	106,5	1396,8
<b>107</b>	17,9	24,2	199,5	2086,3
<b>108</b>	12,6	32,9	297,7	3423,9
<b>109</b>	6,7	33,6	341,1	2224,7

Tabulka A.9: *ED SG filtr 5 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	672,8	1331,3		
<b>s0496</b>	626,2	1454,9	2379,0	4807,4
<b>s0499</b>	683,4	1465,7	5116,7	17384,
<b>s502</b>	572,3	1190,5	4652,0	15413,5
<b>s551</b>	622,0	1202,2	3240,6	10162,5
<b>100</b>	583,5	1303,7	2668,1	7401,2
<b>101</b>	616,8	1828,6	4743,9	16253,5
<b>102</b>	651,2	2154,5	5744,2	12459,1
<b>103</b>	764,2	2921,1	6533,2	16084,0
<b>104</b>	835,1	3420,8	9079,7	22958,9
<b>105</b>	555,6	1709,2	13040,9	35466,3
<b>106</b>	452,5	962,5	6419,1	20298,8
<b>107</b>	499,0	1205,2	2529,0	9154,7
<b>108</b>	694,1	1406,7	3460,5	11188,3
<b>109</b>	518,4	1420,1	4226,5	14333,1

Tabulka A.10: *MAE Průměrový filtr 10 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	8,8	16,4	26,5	39,4
<b>s0496</b>	20,1	45,3	79,2	122,7
<b>s0499</b>	17,9	37,6	61,9	93,7
<b>s502</b>	12,7	28,0	49,9	78,0
<b>s551</b>	9,6	17,2	26,3	37,5
<b>100</b>	18,6	41,0	69,9	107,4
<b>101</b>	21,5	49,6	90,2	141,4
<b>102</b>	28,8	66,8	122,0	192,9
<b>103</b>	27,8	65,5	118,6	189,9
<b>104</b>	22,6	53,0	96,2	155,4
<b>105</b>	17,7	40,6	72,8	112,9
<b>106</b>	14,2	32,0	55,9	84,4
<b>107</b>	13,5	30,3	52,4	79,2
<b>108</b>	19,1	39,4	66,5	102,6
<b>109</b>	18,7	43,1	77,5	123,9

Tabulka A.11: *MSE Průměrový filtr 10 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	374,1	1786,6	4725,7	7477,4
<b>s0496</b>	3438,0	17969,5	54804,5	107590,6
<b>s0499</b>	2916,4	14184,5	40370,8	75181,9
<b>s502</b>	1174,8	6326,7	19647,4	38666,9
<b>s551</b>	787,7	3492,6	8844,2	14434,8
<b>100</b>	3086,9	15633,8	46407,0	89516,2
<b>101</b>	4152,3	22933,7	71987,8	141864,6

---

<b>102</b>	7160,4	39851,2	124456,7	240728,8
<b>103</b>	6432,4	35311,3	108180,2	211721,8
<b>104</b>	5090,2	27309,2	77583,5	138410,5
<b>105</b>	3145,5	16987,6	47326,4	78952,8
<b>106</b>	1692,4	9378,8	27914,6	50147,6
<b>107</b>	1520,8	8312,1	23741,0	38796,0
<b>108</b>	2487,4	12595,4	37886,5	74711,2
<b>109</b>	2742,2	15251,5	48215,2	98781,4

Tabulka A.12: *ED Průměrový filtr 10 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	4737,8	10353,4	16838,7	21181,1
<b>s0496</b>	14362,4	32835,4	57343,4	80345,7
<b>s0499</b>	13228,1	29173,0	49216,3	67163,3
<b>s502</b>	8395,8	19483,4	34334,2	48166,5
<b>s551</b>	6874,5	14476,1	23035,8	29429,4
<b>100</b>	13609,2	30627,2	52767,6	73286,9
<b>101</b>	15784,1	37094,7	65721,1	92259,8
<b>102</b>	20727,3	48898,6	86414,1	120182,0
<b>103</b>	19645,5	46029,0	80565,5	112708,9
<b>104</b>	17476,1	40479,0	68227,6	91129,7
<b>105</b>	13737,8	31925,7	53287,7	68827,1
<b>106</b>	10076,9	23721,9	40925,2	54853,0
<b>107</b>	9552,4	22332,1	37742,0	48246,9
<b>108</b>	12216,5	27490,4	47677,9	66952,7
<b>109</b>	12827,0	30250,4	53785,8	76986,2

Tabulka A.13: *MAE Mediánový filtr 10 dB*

---

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	3,7	4,7	6,6	12,4
<b>s0496</b>	3,4	4,7	9,9	27,0
<b>s0499</b>	4,0	6,0	11,6	24,9
<b>s502</b>	3,1	3,6	5,8	17,5
<b>s551</b>	6,7	5,1	7,3	14,2
<b>100</b>	3,4	4,9	10,4	24,6
<b>101</b>	4,7	3,7	8,0	28,5
<b>102</b>	2,9	4,3	9,8	37,9
<b>103</b>	6,7	3,6	9,8	34,4
<b>104</b>	3,7	4,6	7,3	26,5
<b>105</b>	2,6	3,7	7,7	24,4
<b>106</b>	1,5	8,4	6,9	22,2
<b>107</b>	2,5	3,5	7,3	20,0
<b>108</b>	5,4	7,0	11,5	24,0
<b>109</b>	2,7	3,4	7,4	23,4

Tabulka A.14: *MSE Mediánový filtr 10 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	27,4	55,7	339,7	2464,8
<b>s0496</b>	23,1	133,4	1898,0	18198,5
<b>s0499</b>	36,9	383,9	3405,9	15226,4
<b>s502</b>	17,6	26,7	253,3	6426,0
<b>s551</b>	30,2	195,3	786,5	4033,4
<b>100</b>	22,9	244,7	2686,6	15435,5
<b>101</b>	25,0	114,2	1348,1	18063,6
<b>102</b>	42,9	273,1	2450,4	34460,8
<b>103</b>	14,7	95,9	2460,1	27993,9

---

<b>104</b>	14,0	78,9	1043,3	14707,9
<b>105</b>	13,2	145,4	1635,2	17527,9
<b>106</b>	11,9	79,8	879,2	10895,7
<b>107</b>	11,6	82,4	1037,1	9431,0
<b>108</b>	57,8	196,7	1841,7	11850,4
<b>109</b>	14,2	48,9	976,5	11292,5

Tabulka A.15: *ED Mediánový filtr 10 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	1283,0	1827,7	4514,8	12161,0
<b>s0496</b>	1177,0	2829,3	10671,5	33044,1
<b>s0499</b>	1488,5	4799,3	14295,2	30225,6
<b>s502</b>	1027,3	1266,6	3898,6	19635,8
<b>s551</b>	1345,6	3423,5	6869,6	15556,6
<b>100</b>	2173,3	3831,6	12696,3	30432,4
<b>101</b>	1224,8	2617,1	8993,7	32921,4
<b>102</b>	1604,4	4048,2	12125,3	45471,4
<b>103</b>	938,4	2399,1	12149,4	40983,3
<b>104</b>	915,7	2175,2	7911,9	29706,5
<b>105</b>	888,6	2953,4	9905,2	32429,5
<b>106</b>	844,5	2187,6	7263,1	25568,4
<b>107</b>	832,6	2223,9	7888,2	23787,9
<b>108</b>	1861,6	3435,8	10512,1	26665,1
<b>109</b>	923,0	1712,6	7654,5	26029,8

Tabulka A.16: *MAE SG filtr 10 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
---------------	----------	-----------	-----------	-----------



---

<b>s0491</b>	1,5	4,2	5,4	8,5
<b>s0496</b>	2,7	5,0	7,4	14,8
<b>s0499</b>	2,9	5,7	8,5	15,1
<b>s502</b>	2,4	3,9	5,1	9,5
<b>s551</b>	2,5	4,4	6,3	10,0
<b>100</b>	1,7	4,9	7,4	14,2
<b>101</b>	2,2	3,6	6,7	13,9
<b>102</b>	3,3	4,1	7,7	16,6
<b>103</b>	2,3	4,0	6,9	16,7
<b>104</b>	2,2	3,8	6,0	16,6
<b>105</b>	2,2	3,2	4,9	14,4
<b>106</b>	2,1	2,8	4,2	11,0
<b>107</b>	2,1	2,8	4,2	11,1
<b>108</b>	3,6	7,1	9,4	15,0
<b>109</b>	2,2	3,5	5,6	11,4

Tabulka A.17: *MSE SG filtr 10 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	10,4	4,2	72,1	376,7
<b>s0496</b>	14,2	5,0	438,7	1916,1
<b>s0499</b>	16,6	5,7	578,1	2418,6
<b>s502</b>	9,4	3,9	110,9	541,8
<b>s551</b>	11,2	4,4	216,0	919,7
<b>100</b>	14,1	4,9	490,5	2073,3
<b>101</b>	8,5	3,6	305,6	1691,9
<b>102</b>	10,0	4,1	451,7	2885,5
<b>103</b>	9,8	4,0	426,7	3446,4
<b>104</b>	9,3	3,8	335,2	4429,2

---

<b>105</b>	7,8	3,2	152,6	2890,3
<b>106</b>	7,2	2,8	69,8	1057,3
<b>107</b>	7,0	2,8	71,7	1129,3
<b>108</b>	22,8	7,1	404,8	1565,9
<b>109</b>	8,2	3,5	171,7	1139,4

Tabulka A.18: *ED SG filtr 10 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	789,8	1367,0	2080,5	4754,4
<b>s0496</b>	921,9	2524,3	5130,3	10722,3
<b>s0499</b>	997,1	2756,8	5889,4	12046,3
<b>s502</b>	749,3	1499,5	2580,1	5701,5
<b>s551</b>	818,8	1780,3	3599,9	7428,4
<b>100</b>	918,2	2559,6	5425,1	11153,3
<b>101</b>	713,3	1804,8	4282,0	10075,4
<b>102</b>	774,9	2194,0	5206,2	13157,9
<b>103</b>	767,3	2243,7	5060,1	14379,9
<b>104</b>	746,1	2042,2	4484,4	16301,9
<b>105</b>	683,4	1339,0	3025,8	13168,8
<b>106</b>	656,3	1027,8	2046,5	7964,8
<b>107</b>	650,0	1038,3	2074,2	8231,4
<b>108</b>	1169,0	2751,5	4928,1	9692,8
<b>109</b>	700,5	1442,2	3209,4	8268,4

Tabulka A.19: *MAE Průměrový filtr 20 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
s0491	9,7	16,7	26,7	39,5
s0496	20,9	45,5	79,4	122,7

---

s0499	18,7	37,9	62,0	93,7
s502	13,6	28,2	50,1	78,0
s551	10,7	17,6	26,5	37,5
100	19,5	41,3	70,0	107,4
101	22,5	50,0	90,4	141,4
102	29,7	67,1	122,2	192,9
103	28,7	65,8	118,7	190,0
104	23,6	53,3	96,3	155,4
105	18,7	40,9	72,9	113,0
106	15,2	32,3	56,0	84,4
107	14,5	30,6	52,6	79,2
108	19,7	39,6	66,6	102,6
109	19,7	43,5	77,7	124,0

Tabulka A.20: *MSE Průměrový filtr 20 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	390,5	1793,6	4732,9	7478,5
<b>s0496</b>	3455,3	17980,6	54795,6	107590,3
<b>s0499</b>	2938,6	14187,0	40377,9	75177,2
<b>s502</b>	1186,4	6320,7	19660,8	38654,9
<b>s551</b>	805,6	3497,1	8853,7	14437,4
<b>100</b>	3104,8	15642,0	46425,2	89487,4
<b>101</b>	4171,0	22943,9	72011,7	141868,5
<b>102</b>	7190,1	39871,7	124453,6	240725,9
<b>103</b>	6449,3	35327,8	108175,8	211757,1
<b>104</b>	5120,9	27307,7	77592,2	138402,9
<b>105</b>	3153,5	16987,6	47346,9	78942
<b>106</b>	1714,3	9390,6	27915,6	50156,1

---

<b>107</b>	1535,7	8317,9	23748,6	38811,8
<b>108</b>	2506,4	12606,2	37886,4	74711,9
<b>109</b>	2755,9	15260,1	48227,9	98764,7

Tabulka A.21: *ED Průměrový filtr 20 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	4840,5	10373,7	16851,5	21182,7
<b>s0496</b>	14398,6	32845,7	57338,8	80345,6
<b>s0499</b>	13278,4	29175,7	49220,7	67161,2
<b>s502</b>	8437,0	19474,2	34346,0	48159,1
<b>s551</b>	6952,3	14485,3	23048,3	29432,0
<b>100</b>	13648,7	30635,3	52777,9	73275,1
<b>101</b>	15819,7	37103,0	65732,0	92261,1
<b>102</b>	20770,3	48911,2	86413,1	120181,3
<b>103</b>	19671,2	46039,8	80563,9	112718,3
<b>104</b>	17528,7	40477,9	68231,4	91127,2
<b>105</b>	13755,4	31925,8	53299,3	68822,4
<b>106</b>	10141,9	23736,8	40926,0	54857,7
<b>107</b>	9599,0	22340,0	37748,1	48256,7
<b>108</b>	12263,2	27502,2	47677,9	66953,1
<b>109</b>	12859,0	30259,0	53792,9	76979,7

Tabulka A.22: *MAE Mediánový filtr 20 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	4,9	6,0	7,5	13,2
<b>s0496</b>	6,0	6,5	11,3	28,1
<b>s0499</b>	6,3	7,5	12,7	25,7
<b>s502</b>	5,5	5,3	7,1	18,6

---

<b>s551</b>	4,8	6,4	8,1	14,8
<b>100</b>	5,8	6,7	11,8	25,6
<b>101</b>	5,4	5,6	9,5	29,8
<b>102</b>	5,7	7,5	11,6	39,3
<b>103</b>	5,5	5,8	11,6	36,0
<b>104</b>	3,5	5,7	9,1	28,1
<b>105</b>	5,3	5,6	9,3	25,7
<b>106</b>	5,2	5,2	8,4	23,4
<b>107</b>	5,1	5,4	8,7	21,1
<b>108</b>	7,5	8,5	12,6	24,9
<b>109</b>	5,4	5,3	8,9	24,6

Tabulka A.23: *MSE Mediánový filtr 20 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	57,9	76,0	356,8	2509,4
<b>s0496</b>	59,1	160,5	1930,3	18207,8
<b>s0499</b>	71,2	409,2	3420,6	15169,4
<b>s502</b>	49,7	49,3	266,2	6473,2
<b>s551</b>	60,3	211,8	799,5	4035,0
<b>100</b>	57,2	270,2	2716,5	15458,9
<b>101</b>	58,9	138,9	1364,9	18130,1
<b>102</b>	79,4	302,8	2489,8	34447,5
<b>103</b>	52,1	123,5	2505,9	27999,2
<b>104</b>	50,6	103,5	1075,5	14748,3
<b>105</b>	47,1	170,4	1641,8	17531,0
<b>106</b>	44,0	98,4	898,1	10958,0
<b>107</b>	42,5	102,3	1043,4	9457,8
<b>108</b>	94,1	220,9	1870,6	11843,4

---

<b>109</b>	48,8	73,3	992,7	11320,0
------------	------	------	-------	---------

Tabulka A.24: *ED Mediánový filtr 20 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	1863,5	2135,7	4626,6	12270,4
<b>s0496</b>	1883,5	3103,6	10761,8	33052,5
<b>s0499</b>	2067,1	4955,1	14326,1	30168,9
<b>s502</b>	1726,3	1719,5	3996,4	19707,6
<b>s551</b>	1902,0	3564,4	6926,0	15559,5
<b>100</b>	1852,5	4026,8	12766,8	30455,4
<b>101</b>	1879,7	2886,9	9049,4	32981,9
<b>102</b>	2182,4	4262,3	12222,3	45462,6
<b>103</b>	1768,4	2722,0	12261,9	40987,2
<b>104</b>	1742,7	2491,5	8032,9	29747,2
<b>105</b>	1681,3	3197,4	9925,0	32432,4
<b>106</b>	1625,7	2429,9	7340,7	25641,4
<b>107</b>	1597,0	2477,1	7912,4	23821,6
<b>108</b>	2375,7	3640,7	10594,1	26657,2
<b>109</b>	1710,3	2097,8	7717,8	26061,5

Tabulka A.25: *MAE SG filtr 20 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	5,8	5,5	6,1	8,8
<b>s0496</b>	6,0	6,4	8,0	15,0
<b>s0499</b>	6,1	6,8	9,1	15,3
<b>s502</b>	5,8	5,3	5,8	9,8
<b>s551</b>	5,9	5,7	7,0	10,3
<b>100</b>	6,0	6,3	8,0	14,5

---

<b>101</b>	5,8	7,3	7,5	14,3
<b>102</b>	3,8	5,7	8,5	17,0
<b>103</b>	5,7	5,6	7,7	19,0
<b>104</b>	5,8	5,4	6,9	17,0
<b>105</b>	5,7	4,8	5,8	14,8
<b>106</b>	4,7	8,6	5,1	11,3
<b>107</b>	5,6	4,6	5,1	11,4
<b>108</b>	6,4	8,0	9,9	25,2
<b>109</b>	5,8	5,1	6,4	11,8

Tabulka A.26: *MSE SG filtr 20 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	53,9	49,5	82,4	382,0
<b>s0496</b>	98,2	124,9	448,8	1918,6
<b>s0499</b>	60,1	145,1	587,3	2422,7
<b>s502</b>	52,6	56,3	120,5	546,5
<b>s551</b>	54,9	71,8	225,8	924,3
<b>100</b>	57,8	127,7	500,2	2079,9
<b>101</b>	52,3	73,0	315,3	1697,4
<b>102</b>	73,3	99,3	461,8	2892,4
<b>103</b>	52,6	102,3	437,1	3447,8
<b>104</b>	53,3	88,1	343,5	4434,4
<b>105</b>	91,2	48,2	162,8	2899,5
<b>106</b>	50,6	36,6	79,2	1061,8
<b>107</b>	49,6	36,9	82,3	1133,3
<b>108</b>	66,3	145,6	415,6	1573,1
<b>109</b>	52,2	53,3	181,1	1143,9

Tabulka A.27: *ED SG filtr 20 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	1799,1	1724,1	2223,1	4787,4
<b>s0496</b>	1868,1	2737,7	5189,4	10729,2
<b>s0499</b>	898,2	2951,0	5936,3	12056,6
<b>s502</b>	1777,0	1837,9	2688,5	5726,1
<b>s551</b>	1315,4	2075,3	3680,9	7446,9
<b>100</b>	1861,8	2768,2	5478,4	11171,2
<b>101</b>	1771,2	2093,4	4349,3	10091,7
<b>102</b>	1788,3	2441,0	5264,0	13173,5
<b>103</b>	2777,2	2477,2	5121,2	14382,8
<b>104</b>	788,2	2298,6	4540,0	16311,5
<b>105</b>	1753,3	1700,1	3125,2	13189,9
<b>106</b>	943,1	1481,9	2180,0	7981,6
<b>107</b>	1725,3	1488,5	2221,8	8246,1
<b>108</b>	1994,5	2955,3	4993,4	9715,1
<b>109</b>	1770,2	1787,5	3296,5	8284,6

Tabulka A.28: *MAE Průměrový filtr 40 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	37,8	32,6	35,4	43,9
<b>s0496</b>	46,7	58,6	86,1	126,3
<b>s0499</b>	45,4	52,1	69,6	97,0
<b>s502</b>	41,5	42,6	58,1	82,2
<b>s551</b>	39,3	34,6	37,0	43,5
<b>100</b>	56,5	55,3	77,8	111,1
<b>101</b>	49,1	64,0	98,5	144,9
<b>102</b>	55,1	80,2	129,1	296,4



---

<b>103</b>	53,5	78,5	125,7	192,9
<b>104</b>	49,3	66,5	103,6	157,9
<b>105</b>	45,7	54,7	80,1	116,3
<b>106</b>	83,0	46,7	63,4	188,5
<b>107</b>	42,7	44,6	59,9	282,9
<b>108</b>	45,4	52,5	73,8	106,1
<b>109</b>	46,6	57,4	85,9	128,2

Tabulka A.29: *MSE Průměrový filtr 40 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	2336,7	2661,5	5177,6	7731,8
<b>s0496</b>	5349,1	18871,0	55249,2	107831,1
<b>s0499</b>	4901,3	15127,2	40679,5	75380,2
<b>s502</b>	3195,4	7061,6	20078,9	38962,6
<b>s551</b>	2786,4	4391,9	9269,7	14637,9
<b>100</b>	5187,7	16580,8	47192,3	89685,4
<b>101</b>	6118,6	23716,7	72458,4	141915,9
<b>102</b>	9209,4	40846,3	124998,0	241210,8
<b>103</b>	8375,5	36173,8	108583,3	211978,3
<b>104</b>	7127,4	28257,9	78206,9	138462,2
<b>105</b>	5206,4	17785,0	47804,0	78959,8
<b>106</b>	3710,0	10302,8	28363,0	50378,8
<b>107</b>	3616,4	9190,0	24176,9	39035,6
<b>108</b>	4539,4	13648,2	38540,9	74855,4
<b>109</b>	4763,7	16183,3	48899,6	98851,3

Tabulka A.30: *ED Průměrový filtr 40 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
---------------	----------	-----------	-----------	-----------

---

<b>s0491</b>	13219,1	12636,9	17625,4	21538,6
<b>s0496</b>	12439,0	33649,1	57575,6	80435,5
<b>s0499</b>	13508,9	30126,9	49404,2	67251,8
<b>s502</b>	13261,1	20583,8	34709,3	48350,4
<b>s551</b>	23242,4	16233,1	23583,5	29635,7
<b>100</b>	13591,4	31541,2	53212,2	73356,1
<b>101</b>	43496,7	37722,7	65935,6	92276,5
<b>102</b>	38734,8	49505,4	86601,8	120302,3
<b>103</b>	65633,5	46587,9	80715,5	112777,2
<b>104</b>	13510,4	41176,1	68501,2	91146,8
<b>105</b>	21457,0	32666,5	53555,9	68830,2
<b>106</b>	18418,5	24863,0	41252,7	54979,3
<b>107</b>	23319,1	23481,9	38087,0	48395,6
<b>108</b>	13559,6	28616,3	48088,0	67017,3
<b>109</b>	13469,6	31160,8	54166,2	77013,5

Tabulka A.31: *MAE Mediánový filtr 40 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	21,1	43,7	24,7	25,5
<b>s0496</b>	34,5	32,4	29,7	41,1
<b>s0499</b>	51,8	32,6	29,7	37,5
<b>s502</b>	43,2	31,1	26,0	31,4
<b>s551</b>	43,0	31,1	25,9	26,9
<b>100</b>	48,1	25,3	29,7	38,2
<b>101</b>	43,7	32,5	29,5	44,5
<b>102</b>	52,4	37,5	31,2	54,5
<b>103</b>	67,9	39,8	31,5	51,6
<b>104</b>	32,7	42,1	28,8	42,8

---

<b>105</b>	23,4	54,8	28,3	39,9
<b>106</b>	21,7	31,5	27,0	35,8
<b>107</b>	18,3	38,2	27,1	34,5
<b>108</b>	43,9	32,1	29,3	36,8
<b>109</b>	47,5	31,6	28,2	38,8

Tabulka A.32: *MSE Mediánový filtr 40 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	2912,4	1502,3	24,7	2994,8
<b>s0496</b>	3010,1	1802,1	29,7	18601,3
<b>s0499</b>	3041,5	2008,9	29,7	16020,7
<b>s502</b>	2930,9	1559,8	26,0	7114,0
<b>s551</b>	2922,7	1625,2	25,9	4796,9
<b>100</b>	3078,8	1858,5	29,7	16636,7
<b>101</b>	3036,0	1813,5	29,5	19321,5
<b>102</b>	3144,1	2042,4	31,2	35564,7
<b>103</b>	3097,9	1830,2	31,5	29149,1
<b>104</b>	3042,2	1708,3	28,8	15840,5
<b>105</b>	3018,2	1734,6	28,3	18496,2
<b>106</b>	3000,9	1626,8	27,0	11558,5
<b>107</b>	2956,6	1593,9	27,1	10280,0
<b>108</b>	3064,4	1749,9	29,3	13015,5
<b>109</b>	3023,8	1653,9	28,2	12103,7

Tabulka A.33: *ED Mediánový filtr 40 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	18219,1	9494,0	8380,5	13404,8
<b>s0496</b>	21439,0	10398,2	13407,1	33407,8

---

<b>s0499</b>	14508,9	10978,7	15907,2	31003,9
<b>s502</b>	18261,1	9674,2	8825,5	20660,1
<b>s551</b>	15242,4	9874,7	9860,4	16965,1
<b>100</b>	19591,4	10559,9	14942,2	31594,3
<b>101</b>	21496,7	10431,3	12459,1	34048,4
<b>102</b>	24734,8	11069,9	14687,6	46193,9
<b>103</b>	18633,5	10479,2	18646,1	41820,4
<b>104</b>	31510,4	10124,0	11326,3	30829,1
<b>105</b>	65457,0	10201,9	12816,8	33313,2
<b>106</b>	78418,5	9879,7	10730,8	26334,6
<b>107</b>	17319,1	9779,1	11006,3	24835,4
<b>108</b>	13559,6	10246,7	13027,5	27945,1
<b>109</b>	23469,6	9961,5	10802,0	26948,5

Tabulka A.34: *MAE SG filtr 40 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	55,4	36,7	16,6	22,2
<b>s0496</b>	55,8	37,0	28,8	27,6
<b>s0499</b>	45,8	37,4	29,2	27,3
<b>s502</b>	58,8	86,8	27,4	23,1
<b>s551</b>	5,3	36,5	18,3	24,0
<b>100</b>	25,7	27,5	28,8	26,8
<b>101</b>	31,5	36,8	28,4	27,3
<b>102</b>	56,7	87,0	39,1	30,1
<b>103</b>	78,7	37,1	29,8	30,6
<b>104</b>	45,6	36,6	28,2	30,4
<b>105</b>	59,5	76,7	27,3	28,1
<b>106</b>	35,8	36,5	27,0	24,8

---

<b>107</b>	47,0	36,1	6,8	24,4
<b>108</b>	58,7	47,0	29,1	26,7
<b>109</b>	67,7	36,5	27,4	25,4

Tabulka A.35: *MSE SG filtr 40 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	8722,0	2113,5	1113,1	949,5
<b>s0496</b>	7664,1	2175,4	1527,2	2481,4
<b>s0499</b>	4826,1	2206,1	1655,8	2965,5
<b>s502</b>	4983,5	3134,4	1215,8	1097,2
<b>s551</b>	7611,6	1115,0	1325,9	1490,3
<b>100</b>	5471,6	2230,0	5557,3	2603,9
<b>101</b>	4843,9	1147,0	1365,1	2213,4
<b>102</b>	4370,4	2158,8	1513,7	3405,2
<b>103</b>	4971,7	4171,1	3493,9	4009,1
<b>104</b>	1171,8	2117,1	1410,1	4969,2
<b>105</b>	6754,8	1105,4	1215,8	3426,5
<b>106</b>	9371,3	2089,7	1155,2	1613,7
<b>107</b>	4506,1	7048,8	2136,5	1668,4
<b>108</b>	4894,6	2178,1	2487,6	2132,6
<b>109</b>	4969,3	2093,5	3219,0	1692,3

Tabulka A.36: *ED SG filtr 40 dB*

<b>Vzorek</b>	<b>5</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>41</b>
<b>s0491</b>	17009,5	13261,0	8172,1	7547,9
<b>s0496</b>	17083,5	9424,7	11572,3	12201,7
<b>s0499</b>	17016,6	21505,0	9967,4	13339,0
<b>s502</b>	17117,6	16316,6	12541,1	8113,8
<b>s551</b>	16991,1	11264,9	8919,3	9456,2

---

<b>100</b>	3096,6	9567,2	9666,4	12499,5
<b>101</b>	7047,9	11350,0	12050,2	11524,1
<b>102</b>	17094,5	21380,9	9530,1	34293,8
<b>103</b>	19096,8	13413,4	9467,6	15509,6
<b>104</b>	27097,0	65270,7	9198,0	17267,1
<b>105</b>	23467,1	11239,4	11541,1	14338,3
<b>106</b>	17096,2	43197,5	8325,5	9839,9
<b>107</b>	17157,1	17087,3	10257,6	10005,3
<b>108</b>	17137,0	19431,7	9447,7	11311,7
<b>109</b>	17092,6	20207,6	8552,0	10076,7

Příloha A:      *Hodnoty detekce QRS komplexu*

Tabulka B.1:    *FN vlny Q*

<b>Vzorek</b>	<b>5 dB</b>	<b>10 dB</b>	<b>20 dB</b>	<b>40 dB</b>
<b>Val 100</b>	1	1	3	3
<b>Val 101</b>	0	0	0	0
<b>Val 102</b>	1	0	2	2
<b>Val 103</b>	2	0	4	5
<b>Val 104</b>	0	1	0	6
<b>Val 105</b>	0	1	0	8
<b>Vzor 1</b>	1	0	1	8
<b>Vzor 2</b>	0	0	3	11
<b>Vzor 3</b>	1	0	2	0
<b>Vzor 4</b>	1	0	2	2
<b>Vzor 5</b>	2	0	1	1

Tabulka B.2:    *FN vlny R*

<b>Vzorek</b>	<b>5 dB</b>	<b>10 dB</b>	<b>20 dB</b>	<b>40 dB</b>
---------------	-------------	--------------	--------------	--------------

---

<b>Val 100</b>	0	2	0	11
<b>Val 101</b>	0	5	0	8
<b>Val 102</b>	0	0	1	4
<b>Val 103</b>	0	0	2	2
<b>Val 104</b>	1	3	0	0
<b>Val 105</b>	0	0	0	1
<b>Vzor 1</b>	2	0	0	1
<b>Vzor 2</b>	0	2	3	6
<b>Vzor 3</b>	0	0	0	3
<b>Vzor 4</b>	0	1	0	0
<b>Vzor 5</b>	0	0	0	5

Tabulka B.3: *FN vlny S*

<b>Vzorek</b>	<b>5 dB</b>	<b>10 dB</b>	<b>20 dB</b>	<b>40 dB</b>
<b>Val 100</b>	0	1	0	12
<b>Val 101</b>	0	2	1	9
<b>Val 102</b>	0	0	1	5
<b>Val 103</b>	1	0	1	7
<b>Val 104</b>	0	0	0	7
<b>Val 105</b>	0	2	2	13
<b>Vzor 1</b>	1	1	0	23
<b>Vzor 2</b>	1	1	2	7
<b>Vzor 3</b>	0	1	2	3
<b>Vzor 4</b>	0	0	1	1
<b>Vzor 5</b>	0	1	1	1

Tabulka B.4: *FS vlny Q*

<b>Vzorek</b>	<b>5 dB</b>	<b>10 dB</b>	<b>20 dB</b>	<b>40 dB</b>
---------------	-------------	--------------	--------------	--------------

---

<b>Val 100</b>	3	4	11	22
<b>Val 101</b>	3	2	14	25
<b>Val 102</b>	2	2	7	21
<b>Val 103</b>	0	2	7	14
<b>Val 104</b>	1	0	4	16
<b>Val 105</b>	1	0	3	9
<b>Vzor 1</b>	0	13	1	34
<b>Vzor 2</b>	0	1	1	45
<b>Vzor 3</b>	0	0	9	11
<b>Vzor 4</b>	3	0	15	9
<b>Vzor 5</b>	2	1	23	5

Tabulka B.5: *FS vlny R*

<b>Vzorek</b>	<b>5 dB</b>	<b>10 dB</b>	<b>20 dB</b>	<b>40 dB</b>
<b>Val 100</b>	1	3	6	34
<b>Val 101</b>	1	5	9	65
<b>Val 102</b>	0	0	3	12
<b>Val 103</b>	0	0	4	8
<b>Val 104</b>	0	1	9	21
<b>Val 105</b>	0	2	12	31
<b>Vzor 1</b>	2	2	8	18
<b>Vzor 2</b>	0	0	9	9
<b>Vzor 3</b>	0	0	21	10
<b>Vzor 4</b>	0	0	12	11
<b>Vzor 5</b>	0	0	6	7

Tabulka B.6: *FS vlny S*

<b>Vzorek</b>	<b>5 dB</b>	<b>10 dB</b>	<b>20 dB</b>	<b>40 dB</b>
---------------	-------------	--------------	--------------	--------------



---

<b>Val 100</b>	0	3	4	12
<b>Val 101</b>	0	2	9	45
<b>Val 102</b>	9	0	3	32
<b>Val 103</b>	2	0	2	10
<b>Val 104</b>	0	0	0	8
<b>Val 105</b>	1	1	1	9
<b>Vzor 1</b>	1	0	8	12
<b>Vzor 2</b>	0	3	3	35
<b>Vzor 3</b>	0	0	0	18
<b>Vzor 4</b>	0	1	0	9
<b>Vzor 5</b>	0	0	5	12

Tabulka B.7: *Zlatý standard vlny Q*

<b>Vzorek</b>	<b>5 dB</b>	<b>10 dB</b>	<b>20 dB</b>	<b>40 dB</b>
<b>Val 100</b>	0,00250	0,00150	0,00189	0,00150
<b>Val 101</b>	0,00065	0,00165	0,00156	0,00987
<b>Val 102</b>	0,00185	0,00170	0,00485	0,00089
<b>Val 103</b>	0,00198	0,00096	0,00196	0,00196
<b>Val 104</b>	0,00130	0,00998	0,00150	0,00150
<b>Val 105</b>	0,00165	0,00165	0,00165	0,00165
<b>Vzor 1</b>	0,00175	0,00198	0,00185	0,00185
<b>Vzor 2</b>	0,00096	0,00196	0,00096	0,00196
<b>Vzor 3</b>	0,00150	0,00155	0,00150	0,00150
<b>Vzor 4</b>	0,00265	0,00342	0,00175	0,00065
<b>Vzor 5</b>	0,00185	0,0085	0,00185	0,00650
	0,00234	0,00196	0,00187	0,00203

Tabulka B.8: *Zlatý standard vlny R*

---

<b>Vzorek</b>	<b>5 dB</b>	<b>10 dB</b>	<b>20 dB</b>	<b>40 dB</b>
<b>Val 100</b>	0,01190	0,01178	0,09885	0,00037
<b>Val 101</b>	0,01190	0,01690	0,03290	0,00443
<b>Val 102</b>	0,00925	0,0925	0,03419	0,00970
<b>Val 103</b>	0,00472	0,0472	0,00925	0,11900
<b>Val 104</b>	0,01190	0,01190	0,00472	0,00190
<b>Val 105</b>	0,01190	0,01190	0,00196	0,09257
<b>Vzor 1</b>	0,00925	0,0925	0,00150	0,04725
<b>Vzor 2</b>	0,00472	0,00472	0,00065	0,00722
<b>Vzor 3</b>	0,02190	0,0768	0,00650	0,11909
<b>Vzor 4</b>	0,01390	0,0043	0,00203	0,11901
<b>Vzor 5</b>	0,00925	0,0065	0,00982	0,09256

Tabulka B.9: *Zlatý standard vlny S*

<b>Vzorek</b>	<b>5 dB</b>	<b>10 dB</b>	<b>20 dB</b>	<b>40 dB</b>
<b>Val 100</b>	0,07180	0,01178	0,09885	0,00037
<b>Val 101</b>	0,06190	0,01690	0,03290	0,00443
<b>Val 102</b>	0,00925	0,0925	0,03419	0,00970
<b>Val 103</b>	0,06472	0,0472	0,00925	0,11900
<b>Val 104</b>	0,03190	0,01190	0,00472	0,00190
<b>Val 105</b>	0,01190	0,01190	0,00196	0,09257
<b>Vzor 1</b>	0,00925	0,0925	0,00150	0,04725
<b>Vzor 2</b>	0,00492	0,00472	0,00065	0,00722
<b>Vzor 3</b>	0,02190	0,07686	0,00650	0,11909
<b>Vzor 4</b>	0,06390	0,00436	0,00203	0,11901
<b>Vzor 5</b>	0,00925	0,00655	0,00982	0,09256